



UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO

Facultad de Ingeniería Mecánica

Caracterización biaxial de biomateriales implicados en hernioplastia.

Tesis que para obtener el grado de:

Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica.

Presenta:

Javier Ortiz Ortiz

Asesores de tesis:

Dra. Georgina Carbajal De la Torre

Dr. Marco Antonio Espinosa Medina

Morelia, Mich., noviembre de 2022



A mi familia y amigos.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco por la oportunidad de concluir esta etapa de mi vida, que, sin el apoyo de mi familia, asesores y amigos, no hubiese sido posible.

Quiero agradecer especialmente a mi asesora, la Doctora Georgina Carbajal, por creer en este proyecto y facilitar, revisar y corregir lo necesario para cumplir con los objetivos.

Al Doctor Marco Antonio Espinosa, a la Doctora Miriam Merino, al Doctor Efraín Rubio, y al Doctor Luis Béjar por sus aportaciones y observaciones.

También agradezco al CONACyT por el soporte de esta investigación y a la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo por permitirme hacer uso de sus instalaciones.

ABSTRACT

A hernia is a pathological state in which some organs contained in the abdominal cavity can come out of it through one of the natural holes in its wall. The abdominal wall is made up of several layers of muscle, including the anterior and posterior abdominal fascia, which are often used in the repair of abdominal wall hernias, being responsible for supporting the suture and, if necessary, also a prosthetic mesh. to reinforce the area and prevent the formation of a new hernia. Knowledge of the mechanical properties of the materials involved in hernia repair is fundamental in understanding and subsequently solving this type of problem. In this study, mechanical traction tests were performed on commercial synthetic mesh for hernioplasty and on porcine abdominal fascia in two perpendicular directions. Porcine tissue is used for its similarity to the human body. Mechanical tests were performed on the CellScale™ brand Univert™ universal testing machine. Anisotropic behavior was observed with respect to the direction of traction, in addition to hyperelastic. Characterization was performed using hyperelastic models through the Levenverg-Marquardt algorithm. Curve fitting was performed with Comsol Multiphysics™ software, from which the model parameters describing the tissue are obtained.

Keywords: Hernioplasty, mechanical test, biomaterials, curve fitting, mechanical model.

RESUMEN

Una hernia es un estado patológico en el que algunos órganos contenidos en la cavidad abdominal pueden salirse de ella por uno de los orificios naturales de su pared. La pared abdominal está formada por varias capas de músculo, entre ellas la fascia abdominal anterior y posterior, que se suelen utilizar en la reparación de hernias de pared abdominal, siendo las encargadas de sostener la sutura y, si es necesario, también una malla protésica para reforzar la zona y prevenir la formación de una nueva hernia. El conocimiento de las propiedades mecánicas de los materiales que intervienen en la reparación de hernias es fundamental en la comprensión y posterior solución de este tipo de problemas. En este estudio, se realizaron pruebas mecánicas de tracción en mallas sintéticas comerciales para hernioplastia y en fascia abdominal porcina dos direcciones perpendiculares. El tejido porcino se utiliza por su similitud con el cuerpo humano. Las pruebas mecánicas se realizaron en la máquina universal de ensayos Univert™ de la marca CellScale™. Se observó un comportamiento anisotrópico respecto a la dirección de tracción, además de hiperelástico. Se realizó la caracterización mediante modelos hiperelásticos a través del algoritmo de Levenverg-Marquardt. El ajuste de la curva se realizó con el software Comsol Multiphysics™, del cual se obtienen los parámetros del modelo que describen el tejido.

Palabras claves: Hernioplastia, pruebas mecánicas, biomateriales, ajuste de curvas, modelos mecánicos.

ÍNDICE

DEDICATORIA	
AGRADECIMIENTOS	<i>iii</i>
ABSTRACT	<i>iv</i>
RESUMEN	<i>v</i>
LISTA DE FIGURAS	8
LISTA DE TABLAS	9
GLOSARIO	10
Capítulo 1 Introducción	11
1.1. Justificación	12
1.2. Hipótesis	12
1.3. Objetivos y aportaciones esperadas	13
1.3.1. Objetivo general	13
1.3.2. Objetivos específicos	13
1.3.3. Aportaciones esperadas	13
1.4. Metodología	13
1.5. Trabajos relacionados con la presente tesis.	15
Capítulo 2 Antecedentes	17
2.1. Introducción	17
2.2. Descripción general del tratamiento	19
2.3. Modelos materiales hiperelásticos.	23
2.4. Hiperelasticidad con plasticidad	24
2.5. Deformación elástica isocórica.	25
2.6. Materiales hiperelásticos casi incompresibles.	27
2.7. Materiales hiperelásticos incompresibles	28
2.8. Modelos hiperelásticos predefinidos.	29
2.8.1. Neo Hookeano	29
2.8.2. Mooney-Rivlin, dos parámetros.	29
2.8.3. Mooney-Rivlin cinco parámetros.	30
2.8.4. Modelo de Ogden.	31
Capítulo 3 Pruebas mecánicas en tejidos involucrados en una hernioplastia.	33
3.1. Pruebas mecánicas en mallas protésicas.	33
3.2. Pruebas mecánicas en fascia abdominal porcina.	38
Capítulo 4 Modelado de datos experimentales	41
4.1. Introducción	41

4.2. Modelo de Ogden. _____	41
4.3. Modelo de Mooney-Rivlin dos parámetros. _____	42
4.4. Mooney-Rivlin cinco parámetros. _____	43
4.5. Modelo mecánico de la fascia abdominal porcina. _____	45
<i>Capítulo 5 Hernioplastia porcina utilizando malla protética: un estudio de caso.</i> __	46
5.1. Introducción. _____	46
5.2. Cirugía. _____	47
5.3. Cuidados post-quirúrgicos. _____	49
5.4. Obtención del tejido de interés. _____	49
5.5. Pruebas a tensión _____	50
<i>Capítulo 6 Aplicación de la metodología descrita en otros biomateriales</i> _____	53
6.1. Introducción _____	53
6.2. Obtención de datos experimentales: _____	54
6.3. Ajuste de curvas: _____	54
6.4. Resultados y discusión: _____	55
6.4.1. Biovidrio-poliláctico: _____	55
6.4.2. Andamio 5 HA: _____	57
6.4.3. Andamio 10 HA _____	59
6.4.4. Andamios_PLA_PCL_HA _____	60
6.4.5. Andamios HA_PCL_BV _____	62
<i>Capítulo 7 Conclusiones y recomendaciones</i> _____	64
7.1. Conclusiones _____	64
7.2. Recomendaciones y/o trabajos futuros _____	65
7.3. Publicaciones derivadas de esta tesis _____	65
<i>Referencias</i> _____	67

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Principales músculos abdominales[12].	18
Figura 2 Tipos de hernia de acuerdo a su ubicación.	19
Figura 3. Reparación de hernia mediante la implantación de malla sintética [3].	20
Figura 4 Diferentes tejidos que conforman la pared abdominal[22].	23
Figura 5 Planos anatómicos del cuerpo humano[23].	23
Figura 6 Geometría de la probeta.	34
Figura 7 Ensayo de tensión de probeta de malla Promilene (a) Probeta montada en la máquina de ensayos, (b,c) Tensión aplicada sobre la probeta, (d) Ruptura de la probeta.	35
Figura 8 Curva esfuerzo-deformación en las direcciones ortogonales x-y.	36
Figura 9 Curva esfuerzo-deformación de la malla 2	36
Figura 10 Detalle del tejido de la malla[28].	37
Figura 11. Cuidados realizados en el tejido porcino extraído.	39
Figura 12 Curvas esfuerzo-deformación de la fascia abdominal para las direcciones longitudinal y transversal.	40
Figura 13 Ajuste de curva con el modelo de Ogden para las mallas sintéticas.	42
Figura 14 Ajuste de curva por medio del modelo de Mooney-Rivlin de dos parámetros para ambas mallas sintéticas en las direcciones perpendiculares x-y.	43
Figura 15 Ajuste de curva por medio del modelo de Mooney-Rivlin de cinco parámetros para ambas mallas sintéticas en las direcciones perpendiculares x-y.	44
Figura 16 Ajuste de curva por medio del modelo de Mooney-Rivlin de cinco parámetros para la fascia abdominal en direcciones longitudinal y transversal.	45
Figura 17. Cerdo de 3 meses con hernia de pared abdominal.	46
Figura 18. Dimensiones del saco herniario.	47
Figura 19. Colocación de la malla protésica para corregir la hernia de pared abdominal.	48
Figura 20. Cerdo en recuperación después de la cirugía.	49
Figura 21. Tejido biológico previo a ser seccionado en probetas para evaluar a tensión. Se pueden observar en azul los puntos de sutura de Nylon.	50
Figura 22. Probeta de tejido en la máquina de ensayos Univert® de la marca CellScale®.	51
Figura 23. Curva Esfuerzo-Deformación de la fascia abdominal y la malla protésica integrados.	52
Figura 24 Probeta sometida a compresión en la máquina de ensayos Univert (a) Probeta entre los platos de compresión, (b) probeta comprimida en un 30 %, (c) probeta sometida a 70 % de deformación.	54
Figura 25 Gráficas esfuerzo-deformación para (a) Composición 1, (b) Composición 2, (b) Composición 3, (c) Composición 4.	56
Figura 26 Ajuste de curvas de datos experimentales y modelos generados para cada una de las composiciones del material evaluado.	57
Figura 27 Curva esfuerzo-deformación para los andamios 5 HA.	58
Figura 28 Ajuste de curvas para los andamios 5 HA.	58
Figura 29 Curva esfuerzo-deformación para los andamios 10 HA.	59
Figura 30 Ajuste de curva para los andamios 10 HA.	60
Figura 31 Curvas esfuerzo-deformación de (a) Composición 1, (b) Composición 2.	61
Figura 32 Ajuste de curva de (a) Composición 1, (b) Composición 2	61
Figura 33 Ajuste de curvas para los andamios de (a) Composición 1, (b) Composición 2.	63
Figura 34 Gráfica esfuerzo-deformación para (a) Composición 1, (b) Composición 2.	63

LISTA DE TABLAS

<i>Tabla 1. Trabajos relacionados con caracterización mecánica de tejidos implicados en hernioplastia.</i>	15
<i>Tabla 2 Características principales de las mallas analizadas [28][29].</i>	33
<i>Tabla 3 Parámetros de Mooney-Rivlin para las mallas evaluadas.</i>	43
<i>Tabla 4 Parámetros de Mooney-Rivlin para ambas mallas en la dirección x e y.</i>	45
<i>Tabla 5 Parámetros de Mooney-Rivlin para fascia abdominal.</i>	45
<i>Tabla 6 Características de las muestras analizadas. Se presentan las composiciones en porcentaje en peso.</i>	55
<i>Tabla 7 Parámetros de Mooney-Rivlin para los materiales en diferentes composiciones de Biovidrio-Poliláctico.</i>	57
<i>Tabla 8 Parámetros de Mooney-Rivlin para los andamios 5 HA.</i>	58
<i>Tabla 9 Parámetros de Mooney Rivlin para los andamios 10 HA.</i>	60
<i>Tabla 10 Características y composición en peso de las muestras de los andamios PLA-PCL-HA.</i>	60
<i>Tabla 11 Parámetros de Mooney-Rivlin para las diferentes composiciones.</i>	62
<i>Tabla 12 Características y composición en peso de los andamios HA-PCL-BV</i>	62
<i>Tabla 13 Parámetros de Mooney-Rivlin para las diferentes composiciones del material.</i>	63

GLOSARIO

Anisótropo	Que ofrece distintas propiedades cuando se examina o ensaya en direcciones diferentes.
Andamio	Es una estructura hecha de un biomaterial, que permite dar soporte y sustituir la matriz extra celular de órganos o tejidos.
Biomaterial	Material del que se pretende que actúe interfacialmente con sistemas biológicos con el fin de evaluar, tratar, aumentar o substituir algún tejido, órgano o función del organismo.
Biocompatibilidad	Capacidad de un material para llevar a cabo sus prestaciones con una respuesta apropiada del huésped en una situación específica.
Hernia	Saco formado por el revestimiento de la cavidad abdominal (peritoneo). El saco pasa a través de un agujero o área débil en la capa fuerte de la pared abdominal que rodea el músculo, denominada fascia.
Tejido	Agrupación de células, fibras y productos celulares varios que forman un conjunto estructural.
Órgano	Parte del cuerpo dotada de una o varias funciones.
Prótesis	Es un dispositivo diseñado para reemplazar una parte faltante del cuerpo o para hacer que una parte del cuerpo trabaje mejor.
Sutura	La sutura es el material destinado a favorecer la cicatrización de una herida mediante el cosido quirúrgico de los bordes de la misma con objeto de mantenerlos unidos. Las suturas pueden ser de hilo, grapas, bandas de cierre de piel (steri-strip) o adhesivos tópicos.

Capítulo 1 Introducción

En la presente tesis se abordarán conceptos relacionados con la ingeniería de tejidos aplicados a la reparación de hernias de pared abdominal y a los diferentes materiales implicados en la corrección de la misma. Se propondrá una metodología para caracterizar mecánicamente a tensión un biomaterial en dos direcciones perpendiculares a partir de ensayos a tensión uniaxiales. La caracterización mecánica propuesta se trata de describir el comportamiento mecánico del material por medio de un modelo mecánico obtenido por medios computacionales en software de elementos finitos que parte de datos obtenidos experimentalmente.

El presente trabajo está estructurado en siete capítulos, los cuales se describen a continuación:

En el **capítulo 1**, se presenta la introducción al tema de tesis, así como su justificación, la descripción de la hipótesis, los objetivos, las aportaciones y los trabajos encontrados en el estado del arte relacionados con el presente trabajo.

El **capítulo 2**, proporciona los antecedentes para poder entender los términos y conceptos fundamentales para el buen desarrollo de la tesis.

En tanto al **capítulo 3**, se describe una serie de ensayos mecánicos llevados a cabo en mallas sintéticas comúnmente utilizadas en la reconstrucción de pared abdominal y también se describen los ensayos mecánicos de fascia abdominal porcina.

La generación de los modelos mecánicos que describen el comportamiento mecánico de los materiales evaluados mecánicamente a tensión se presenta en el **capítulo 4**.

El **capítulo 5**, detalla los resultados de ensayos mecánicos de tejido abdominal reconstruido con una malla protésica en un cerdo extraído ex-vivo.

La metodología propuesta se aplica en andamios de otros biomateriales, lo cual se muestra en el **capítulo 6**.

Para finalizar, en el **capítulo 7**, se presentan las conclusiones y las recomendaciones derivadas de esta tesis, así como las publicaciones derivadas de la misma.

1.1. Justificación

La pared abdominal funciona como un sistema dinámico y está sometida a cambios agudos de presión o mantenidos en el tiempo [1], [2]. Por todo ello, tras la colocación de un material protésico, debe quedar una cierta distensibilidad que permita una movilidad no restrictiva de la pared sin que ello menoscabe la resistencia mecánica final de la misma [3].

Debido a la estructura anisótropa de la pared abdominal, y de la creación de diversos materiales destinados a la reparación de hernias en este tejido cuyo comportamiento es de igual manera anisótropo, se hace necesaria la caracterización de estos materiales en por lo menos dos direcciones de interés con el fin de describir su comportamiento de una manera que explique el fenómeno más ampliamente.

A pesar de los trabajos existentes que hay en la literatura acerca de la caracterización de biomateriales para reparación de tejido abdominal, es poca la información relacionada con la representación de estos por medio de modelos mecánicos.

1.2. Hipótesis

Es posible evaluar biomateriales implicados en la reparación de hernias de pared abdominal bajo un estado de esfuerzo biaxial para determinar sus propiedades mecánicas.

1.3. Objetivos y aportaciones esperadas

1.3.1. Objetivo general

Evaluar las propiedades mecánicas de biomateriales implicados en la reparación de hernias, caracterizándolos en las direcciones de interés atendiendo las características anisótropas de los mismos, describiendo además estas propiedades por medio de un modelo de comportamiento mecánico.

1.3.2. Objetivos específicos

- Evaluar las propiedades mecánicas de diversos biomateriales en la máquina de ensayos Univert® de la marca Cell Scale®.
- Obtener las curvas esfuerzo-deformación para los diferentes biomateriales.
- Obtener el modelo de comportamiento mecánico que mejor describa el comportamiento a tensión o compresión de los biomateriales evaluados.

1.3.3. Aportaciones esperadas

Dentro de las aportaciones que se pueden esperar del desarrollo de esta tesis están:

- El desarrollar una metodología para caracterizar materiales biológicos cuyo comportamiento mecánico sea diferente al de los materiales tradicionales.
- Implementar modelos de análisis para describir el comportamiento mecánico de los materiales analizados.

1.4. Metodología

Para la solución de problemas en esta tesis se utilizan metodologías comprobadas en el área de ingeniería mecánica aplicadas a la evaluación de respuesta mecánica de diversos biomateriales.

De manera general, la metodología consta de las siguientes etapas:

1. Obtención del biomaterial de interés. De acuerdo con la naturaleza del biomaterial, los cuidados de traslado, preservación y manejo varían de acuerdo a las siguientes dos vertientes:
 - a. Material biológico. Una vez extraído el tejido, se procede a diseccionar y cortar las probetas manteniendo temperatura baja para retrasar la descomposición e hidratando continuamente con solución fisiológica.
 - b. Material sintético. El corte de las diferentes probetas se realiza con las medidas de higiene necesarias para evitar la degradación del material.
2. Ensayos mecánicos. Una vez obtenidas las probetas se procede a realizar los ensayos mecánicos en la máquina de ensayos universales Univert® donde se seleccionan los aditamentos más adecuados para cada material de acuerdo con el fabricante.
3. Curvas esfuerzo-deformación. Con los datos obtenidos en los en los ensayos mecánicos, se pueden generar curvas esfuerzo-deformación de donde se obtiene información de los materiales evaluados.
4. Obtención del modelo mecánico. A partir de los datos generados en los ensayos mecánicos y con la observación aportada por la curva esfuerzo-deformación se obtiene el modelo mecánico adecuado al comportamiento del material.

Materiales:

Se requiere de una máquina de ensayos Univert® de la marca CellScale®, la cual es facilitada por el Laboratorio de Biomateriales de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo. En dicho equipo se realizarán las pruebas mecánicas en los diferentes biomateriales implicados en una hernioplastia.

Para el tratamiento de los datos experimentales obtenidos es necesario el software Origin, y para el ajuste de curvas de los modelos mecánicos con respecto de los datos experimentales se hace uso del software COMSOL Multiphysics®.

Técnicas:

Las pruebas mecánicas de materiales se realizan conforme a lo indicado en la norma ASTM D638, sin embargo, para el caso de los tejidos animales, se realizan las pruebas mecánicas a partir de la disponibilidad de tejido.

El método de ajuste de curvas por medio de mínimos cuadrados mediante el algoritmo de Levenverg-Marquardt es programable en el software COMSOL Multiphysics® por medio de un módulo de optimización integrado, de dónde se obtienen los parámetros característicos correspondientes al modelo mecánico que ha sido programado.

1.5. Trabajos relacionados con la presente tesis.

De acuerdo con la revisión bibliográfica, se encontraron diversos trabajos relacionados con la caracterización mecánica de los tejidos y materiales implicados en hernioplastia, sin embargo, algunos estaban orientados solo a ensayar mecánicamente los tejidos sintéticos o biológicos de origen animal o humano, y algunos otros formulaban un modelo de comportamiento mecánico en base a la geometría del abdomen, por lo cual el presente trabajo espera aportar al estado del arte. En la tabla 1 se muestran los trabajos revisados y el aporte correspondiente.

Tabla 1. Trabajos relacionados con caracterización mecánica de tejidos implicados en hernioplastia.

Autor	Trabajo	Pruebas mecánicas en mallas sintéticas	Pruebas mecánicas en tejido biológico	Modelo de comportamiento mecánico
T. Forstemann [4]	Forces and deformations of the abdominal wall—A mechanical and geometrical approach to the linea alba.		*	
P. Martins [5]	Mechanical characterization and		*	*

	constitutive modelling of the damage process in rectus sheath.			
J. P. Wingerden[6]	Anterior and posterior rectus abdominis sheath stiffness in relation to diastasis recti: abdominal wall training or not?			
P. Pachera [7]	A numerical investigation of the healthy abdominal wall structures.			*
Corey R. [8]	Biaxial analysis of synthetic scaffolds for hernia repair demonstrates variability in mechanical anisotropy, non-linearity and hysteresis.	*		
Á. Orillés [9]	Biomechanical and histologic evaluation of two application forms of surgical glue for mesh fixation to the abdominal wall.	*	*	
S. Todros [10]	Biomechanical properties of synthetic surgical meshes for pelvic prolapse repair.		*	
Kelly [11]	Characterization of a new decellularized bovine pericardial biological mesh: Structural and mechanical properties.		*	

Capítulo 2 Antecedentes

2.1. Introducción

Una de las enfermedades más comunes en el campo de la medicina es la aparición de hernias. Una hernia se define como la protusión de uno o varios órganos internos a través de una abertura en la cavidad que los contiene debido a un debilitamiento de la pared de la misma. Según datos estadísticos, se estima que anualmente se reparan más de 20 millones de hernias en todo el mundo. Desde otra perspectiva, un 3% de la población sufre, a lo largo de la vida, algún tipo de hernia, siendo cinco veces más común esta patología en hombres que en mujeres[3], [11] .

Las hernias pueden surgir en cualquier lugar del cuerpo, pero son más frecuentes en el área abdominal o inguinal. La cavidad abdominal no está protegida por ninguna estructura oseocartilaginosa, por lo que la protección de esta región anatómica queda enteramente a cargo de la pared abdominal. Por tanto, la integridad de la pared abdominal permite su correcto funcionamiento, debido a que funciona como un sistema dinámico y está sometida a cambios agudos de presión (tos, vómito etc.) o mantenidos (obesidad, embarazo etc.)[1]. En la figura 1 se muestra la pared abdominal y los principales músculos que intervienen en su funcionamiento.

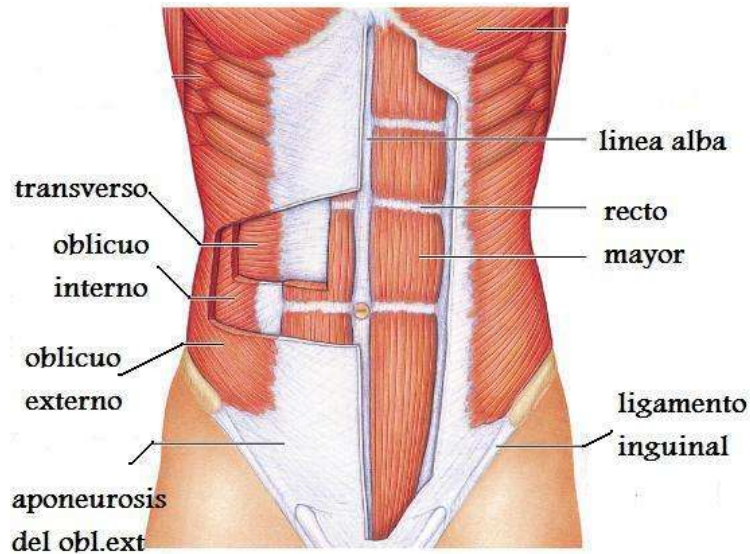


Figura 1 Principales músculos abdominales[12].

Hay varios tipos de hernias que se clasifican por su ubicación en el cuerpo. La World Society of Emergency Surgery (WSES) clasifica ampliamente las hernias de pared abdominal en hernias inguinales y hernias ventrales basadas en su ubicación anatómica. Las hernias inguinales se encuentran en la mitad inferior del cuerpo e incluye estos tipos de hernias: inguinal indirecta, inguinal directa, y hernias femorales. Las hernias ventrales abarcan los otros tipos de hernias que incluyen umbilical, epigástrica, de Spiegel, hernias lumbares e incisionales (Fig. 2).

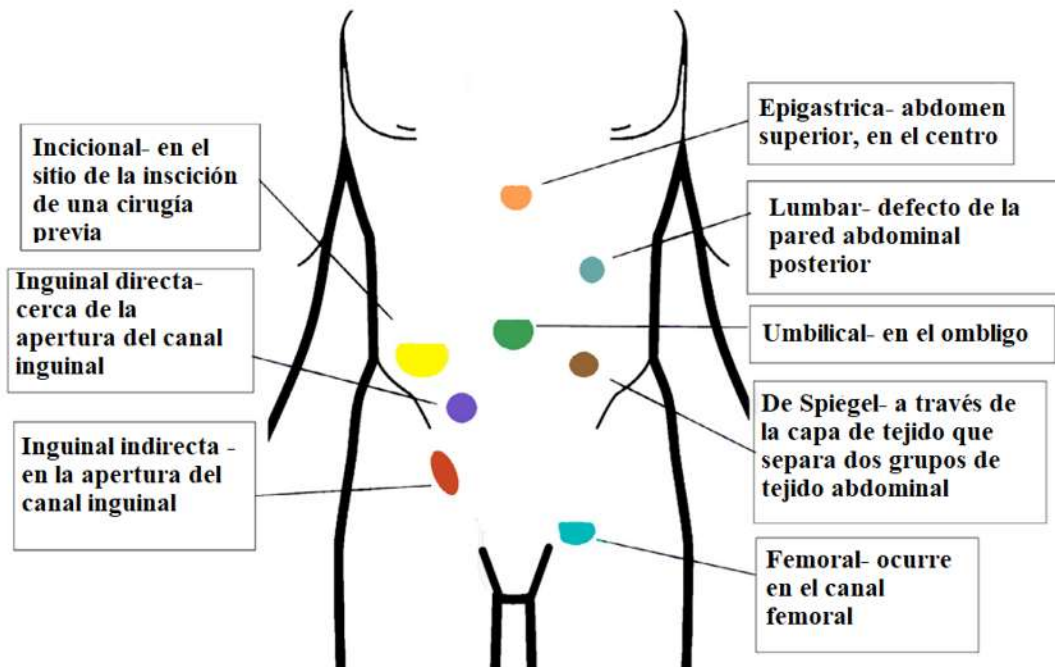


Figura 2 Tipos de hernia de acuerdo a su ubicación.

Los factores más comunes que provocan la aparición de las hernias son el incremento de la presión abdominal debido a tos crónica, estreñimiento, obstrucción urinaria, levantamiento de cargas pesadas, historial familiar y obesidad. Otra de las causas de aparición de hernias es el debilitamiento de los tejidos y, consecuentemente, la pérdida de rigidez de los mismos. Por otra parte, es muy frecuente el debilitamiento de la región frontal del abdomen a consecuencia de una incisión laparotómica a través de la línea alba para acceder al interior de la cavidad abdominal o en otras cirugías.

2.2. Descripción general del tratamiento

La cirugía abdominal por medio de la implantación de mallas sintéticas es la técnica más frecuentemente utilizada actualmente para la reparación de hernias (figura 2). A lo largo del tiempo, las técnicas quirúrgicas destinadas a la reparación herniaria han ido evolucionando desde la autoplastia, empleando los propios tejidos del individuo, hasta el empleo de los materiales protésicos [13]. Concretamente, el panorama terapéutico de los defectos herniarios ubicados en la pared abdominal ha cambiado con los resultados aportados por el grupo de Lichtenstein relacionados con las prótesis [3]. El uso de biomateriales para la reparación de hernias ha demostrado gradualmente su eficacia,

aunque la reparación de hernias incisionales de gran tamaño es más complicada y está asociada a complicaciones de alto riesgo en la etapa post-operatoria [14]. El polipropileno (PP), en forma de prótesis reticular, es uno de los biomateriales más empleados para la reparación de defectos herniarios. A lo largo del tiempo, su utilización se ha ido generalizando y es uno de los mejores biomateriales para tratar defectos, incluso cuando existe infección [14].

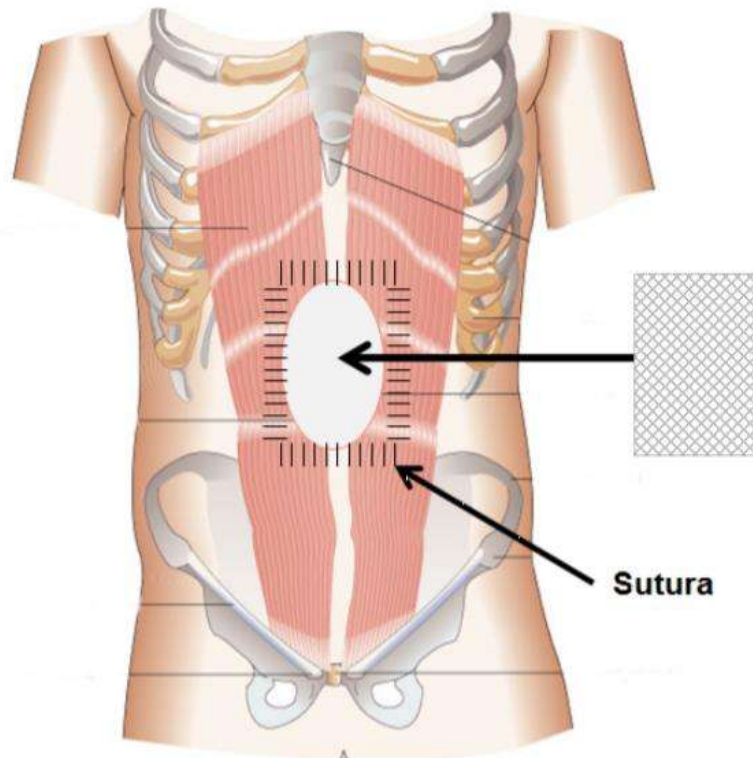


Figura 3 Reparación de hernia mediante la implantación de malla sintética [3].

A pesar de que existen multitud de mallas comerciales utilizadas para la reparación herniaria, cada una de ellas puede provocar, en mayor o menor medida, una variedad de problemas que disminuyen la calidad de vida del paciente. Una de las ocurrencias más frecuentes es la aparición de fibrosis, definida como el crecimiento de tejido anormal en la zona del defecto, debido a la presencia de un cuerpo extraño, y que puede dar lugar a la encarcelación o estrangulación de las vísceras. La recidiva de la hernia se considera otro de los problemas más importantes en la cirugía herniaria y, generalmente, tiene lugar por la sutura entre la prótesis y el tejido. Además, la mala adaptabilidad mecánica entre el tejido

receptor y la prótesis, debido a una diferencia significativa de la rigidez de ambos tejidos, puede provocar incomodidad, e incluso dolor, en los pacientes [15]. Por otra parte, los cirujanos no disponen de protocolos definitivos y universalmente aceptados para la elección de la prótesis más adecuada para cada paciente y tipo de defecto. Por tanto, la elección de una u otra malla, así como su colocación, es una decisión a tomar por el cirujano en función de su experiencia.

Para un correcto análisis y solución del problema se han de tener en cuenta una serie de consideraciones que a continuación se describen. En primer lugar, las propiedades mecánicas de los tejidos musculares vienen dadas por la composición microestructural de los mismos. Concretamente, los tejidos musculares están formados por una red de fibras musculares, de colágeno y elastina que están embebidas en una matriz más o menos isótropa [16], [17]; y están catalogados como tejidos blandos. La respuesta mecánica de estos tejidos blandos evidencia una respuesta no lineal y en grandes deformaciones puesto que para bajos niveles de carga se obtienen grandes desplazamientos y para altos niveles de carga los tejidos rigidizan notablemente [3], [18]. A su vez, el alto contenido de agua presente en estos tejidos, cercano al 70%, les confiere un carácter incompresible. La orientación preferencial de las fibras musculares y de colágeno da lugar a una respuesta mecánica anisótropa. Las fibras de colágeno son las responsables de la respuesta pasiva; mientras que las fibras musculares son las responsables de la respuesta activa del músculo [3], [5].

La caracterización mecánica de la respuesta pasiva del tejido abdominal se ha llevado a cabo principalmente a través de modelos de experimentación animal [3], [19]. También hay estudios que utilizan modelos de experimentación humanos [20] a pesar de que, en este caso, la obtención de las muestras es complicada. La mayoría de los estudios incorporan ensayos de caracterización uniaxial de tracción, aunque la caracterización por medio de ensayos biaxiales es la más próxima a la situación fisiológica. La respuesta mecánica del abdomen difiere en función de la zona del abdomen analizada y de la dirección del ensayo, por lo que la respuesta es anisótropa. También hay estudios que indican que la respuesta mecánica depende de la edad y el sexo del sujeto aunque otros estudios descartan tal evidencia [13], [19].

La investigación y desarrollo en biomateriales destinados a reparar defectos de pared abdominal ha evolucionado y progresado en los últimos años, con el fin de encontrar la “prótesis ideal”. En lo que respecta a las prótesis reticulares, uno de los objetivos de investigación ha sido valorar la cantidad de material implantado. También se han diseñado prótesis reticulares de tipo híbrido, en las cuales hay componentes absorbibles y no absorbibles, facilitando el proceso de integración tisular. Los nuevos diseños también tienen en cuenta, como parámetro fundamental, el tamaño del poro, y otros aspectos como el diámetro de los filamentos, la distribución espacial de los mismos y el polímero con el cual han sido generados. En la actualidad, junto al polipropileno, se emplean otros polímeros como el politetrafluoroetileno expandido (PTFE) para fabricar estas prótesis. Así mismo, la distribución espacial de los filamentos genera una respuesta mecánica isótropa o anisótropa del implante, de modo que la orientación de la malla sobre el tejido abdominal receptor, que a su vez tiene también un comportamiento anisótropo, es fundamental [3], [21].

La pared abdominal está formada por diversas capas de músculo, incluyendo las fascias abdominales anterior y posterior (fig.4), las cuales a menudo se utilizan en la reparación de hernias incisionales, siendo las responsables de soportar la sutura y de ser necesario, también una malla prostética para reforzar la zona y prevenir la formación de una nueva hernia. El conocimiento de sus propiedades mecánicas es, por tanto, de primordial importancia en la planificación de la reparación del tejido dañado y aporta conocimientos necesarios para los modelos biomecánicos dedicados a este tema.

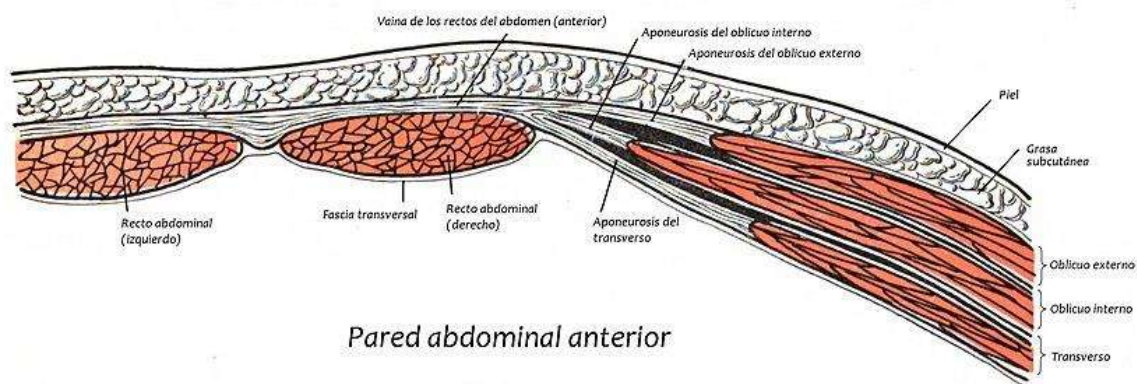


Figura 4 Diferentes tejidos que conforman la pared abdominal[22].

Las propiedades mecánicas de la pared abdominal han sido abordadas en literatura desde diversos puntos de vista, enfocándose en anisotropía con respecto de los planos anatómicos (fig. 5) y en heterogeneidad de las fibras de colágeno que conforman estos tejidos.

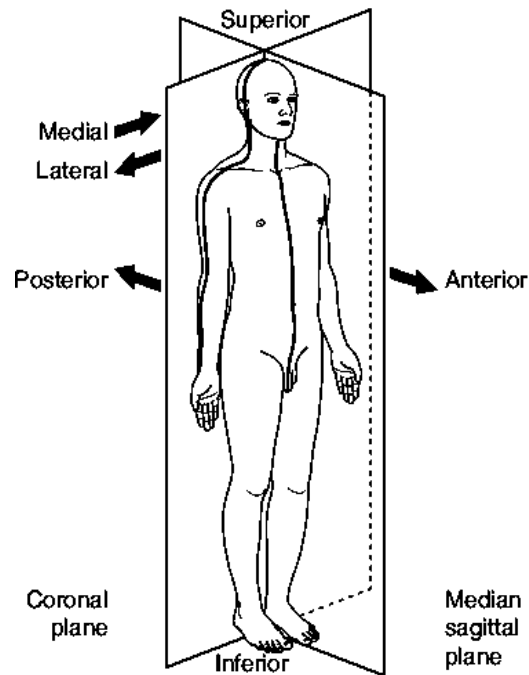


Figura 5 Planos anatómicos del cuerpo humano[23].

Las pruebas mecánicas de materiales biológicos no difiere de pruebas de materiales industriales, excepto posiblemente en tres aspectos: (1) rara vez es posible obtener grandes muestras de materiales biológicos; (2) se debe poner especial atención en mantener las muestras en condiciones lo más cerca posible a las condiciones de *in vivo*; y finalmente (3), muchos materiales son no heterogéneos, lo cual requiere que se diseñen equipos y métodos específicos para realizar éstas pruebas[24]

2.3. Modelos materiales hiperelásticos.

Un material hiperelástico se define por su densidad de energía de deformación elástica W_s , que es una función del estado de deformación elástica. A menudo se la denomina densidad de energía. La formulación hiperelástica normalmente da una relación no lineal entre tensión y deformación, a diferencia de la ley de Hooke en elasticidad lineal.

La mayoría de las veces, el tensor de deformación C de Cauchy-Green derecho se usa para describir el estado actual de deformación (aunque se podría usar el tensor B de Cauchy-Green izquierdo, el tensor de gradiente de deformación F , etc.), por lo que la energía de deformación la densidad se escribe como $W_s(C)$.

Para materiales hiperelásticos isotrópicos, cualquier estado de deformación se puede describir en términos de tres variables independientes: las opciones comunes son las invariantes del tensor derecho de Cauchy-Green C , las invariantes del tensor de deformación de Green-Lagrange o los estiramientos principales.

Una vez definida la densidad de energía de deformación, la segunda tensión de Piola-Kirchhoff en el sistema de coordenadas local se calcula como

$$S = 2 \frac{\partial W_s}{\partial C} \quad (1)$$

En el caso general, la expresión de la energía W_s se evalúa simbólicamente hasta las componentes de C utilizando las definiciones de invariantes previas a los cálculos de las componentes del segundo tensor de tensiones de Piola-Kirchhoff. La diferenciación se realiza en componentes sobre el sistema de coordenadas local.

2.4. Hiperelasticidad con plasticidad

Es posible combinar los modelos de material hiperelástico con plasticidad. Dado que estos modelos se utilizan principalmente para aplicaciones de deformación grande, solo está disponible la formulación de plasticidad de deformación grande. La descomposición entre deformación elástica y plástica se realiza mediante una descomposición multiplicativa del tensor de gradiente de deformación,

$$F_{el} = F F_{pl}^{-1} \quad (2)$$

Aquí, el tensor de deformación plástica F_{pl} depende de la regla de flujo plástico, la función de fluencia y el potencial plástico.

2.5. Deformación elástica isocórica.

Para algunas clases de materiales hiperelásticos, es conveniente dividir la densidad de energía de deformación en contribuciones volumétricas (también denominadas de dilatación) e isocóricas (también denominadas de distorsión o de conservación del volumen). Luego, el tensor de deformación elástica se descompone multiplicativamente en los componentes volumétricos e isocóricos $F_{el} = F_{el,vol} \bar{F}_{el}$ con $F_{el,vol}$ como la deformación elástica volumétrica (un tensor diagonal) y el gradiente de deformación elástica isocórica. La deformación isocórica significa que la relación de volumen se mantiene constante durante la deformación, por lo que la deformación elástica isocórica se calcula escalando por la relación de volumen elástico. La relación de volumen elástico se define por

$$J_{el} = \det(F_{el}) = \det(F_{el,vol}) \quad (3)$$

Y la deformación volumétrica como

$$F_{el,vol} = J_{el}^{1/3} I \quad (4)$$

Usando J_{el} es posible definir el gradiente de deformación isocórico-elástico

$$\bar{F}_{el} = J_{el}^{1/3} F_{el} \quad (5)$$

el tensor de Cauchy-Green derecho isocórico-elástico

$$\bar{C}_{el} = \bar{F}_{el}^T \bar{F}_{el} = J_{el}^{2/3} C_{el} \quad (6)$$

y el tensor de deformación de Green-Lagrange isocórico-elástico

$$\bar{\varepsilon} = \frac{1}{2}(\bar{C}_{el} - I) \quad (7)$$

Esta escala cambia los valores propios del tensor, pero no sus direcciones principales, por lo que los tensores original e isocórico permanecen coaxiales entre sí.

Algunos autores llaman a \bar{F}_{el} y \bar{C}_{el} los tensores modificados. Tenga en cuenta que

$$\det(\bar{F}_{el}) = \det(\bar{C}_{el}) = 1 \quad (8)$$

Los otros dos invariantes que normalmente se usan junto con J_{el} son el primer y segundo invariante del tensor de deformación de Cauchy-Green isocórico-elástico derecho $I_1(\bar{C}_{el})$ y $I_2(\bar{C}_{el})$ en estas ecuaciones

$$I_1(\bar{C}_{el}) = \text{tr}(\bar{C}_{el}) = J_{el}^{2/3} I_1(C_{el}) \quad (9)$$

$$I_2(\bar{C}_{el}) = \frac{1}{2} \left(I_1^2(\bar{C}_{el}) - \text{tr}(\bar{C}_{el}^2) \right) = J_{el}^{4/3} I_2(C_{el}) \quad (10)$$

desde $I_3(\bar{C}_{el}) = \det(\bar{C}_{el}) = 1$, el tercer invariante nunca es usado explícitamente.

Los invariantes del tensor de deformación de Green-Lagrange elástico isocórico (modificado) están relacionadas con las invariantes del tensor de deformación de Cauchy-Green isocórico-elástico derecho

$$I_1(\bar{\varepsilon}_{el}) = \text{tr}(\bar{\varepsilon}_{el}) = \frac{1}{2} (I_1(\bar{C}_{el}) - 3) \quad (11)$$

$$I_2(\bar{\varepsilon}_{el}) = \frac{1}{2} \left(I_1^2(\bar{\varepsilon}_{el}) - \text{tr}(\bar{\varepsilon}_{el}^2) \right) = \frac{1}{4} (I_2(\bar{C}_{el}) - 2I_1(\bar{C}_{el}) + 3) \quad (12)$$

$$I_3(\bar{\varepsilon}_{el}) = \det(\bar{\varepsilon}_{el}) = \frac{1}{8} (I_1(\bar{C}_{el}) - I_2(\bar{C}_{el})) \quad (13)$$

2.6. Materiales hiperelásticos casi incompresibles.

Si se supone un material casi incompresible, la energía total de deformación se puede dividir en dos partes:

$$W_s = W_{iso} + W_{vol}$$

aquí W_{iso} es la densidad de energía de deformación isocórica y W_{vol} es la densidad de energía de deformación volumétrica. La densidad de energía de la deformación isocórica se puede ingresar como una expresión que involucra lo siguiente:

- Componentes del tensor de Cauchy-Green \overline{C}_{el} elástico isocórico en el sistema de coordenadas local.
- Invariantes principales del tensor de Cauchy-Green elástico isocórico derecho \overline{C}_{el} .
- Principales invariantes de la deformación elástica isocórica de Green-Lagrange $\overline{\varepsilon}_{el}$

La densidad de energía de deformación volumétrica, W_{vol} , solo puede definirse como una expresión de la deformación volumétrica elástica J_{el} . La densidad de energía de deformación volumétrica cuadrática se define

$$W_{vol}(J_{el}) = \frac{1}{2} \kappa (J_{el} - 1)^2 \quad (14)$$

y la energía de deformación volumétrica propuesta por Harmann-Neff [25] como:

$$W_{vol}(J_{el}) = \frac{1}{50} \kappa (J_{el}^5 + J_{el}^{-5} - 2) \quad (15)$$

donde κ es el módulo de compresibilidad, y el esfuerzo volumétrico (presión) se calcula de la siguiente manera:

$$p_m = - \frac{\partial W_{vol}}{\partial J} \quad (16)$$

Cuando la expresión (16) se aplica, la presión se relaciona linealmente con el cambio de volumen:

$$p_m = -\kappa(J - 1) \quad (17)$$

pero si se usa la expresión (17) en lugar de la función cuadrática, la presión se convierte en una función no lineal del cambio de volumen:

$$p_m = -\frac{1}{10} \kappa (J^4 - J^{-6}) \quad (18)$$

Luego, se agrega una variable auxiliar, p_w , para mapear la presión cuando se calculan las tensiones.

La segunda tensión de Piola-Kirchhoff viene dada por

$$S = -p_w J C^{-1} + 2 \frac{\partial W_{iso}}{\partial C} \quad (19)$$

y el tensor de tensiones de Cauchy por

$$\sigma = J^{-1} F S F^T = -p_w I + 2 J^{-1} F \frac{\partial W_{iso}}{\partial C} F^T \quad (20)$$

2.7. Materiales hiperelásticos incompresibles

Cuando se establece que el material se comporta como incompresible, la densidad de energía de deformación volumétrica W_{vol} no se define como para los materiales hiperelásticos casi incompresibles, sino que se agrega una restricción débil para tener en cuenta la condición de incompresibilidad

$$J_{el} = 1 \quad (21)$$

La variable auxiliar, p_w , actúa como multiplicador de Lagrange para hacer cumplir la restricción $J_{el} = 1$, esta variable luego se usa como la presión cuando se calculan las tensiones.

La densidad de energía de deformación W_s consiste únicamente en la contribución de W_{iso} de la densidad de energía de deformación isocórica

$$W_s = W_{iso} \quad (22)$$

La segunda tensión de Piola-Kirchhoff viene dada por

$$S = -p_w J C^{-1} + 2 \frac{\partial W_{iso}}{\partial C} \quad (23)$$

y el tensor de tensiones de Cauchy por

$$\sigma = J^{-1} F S F^T = -p_w I + 2J^{-1} F \frac{\partial W_{iso}}{\partial C} F^T \quad (24)$$

2.8. Modelos hiperelásticos predefinidos.

Se construyen diferentes modelos de materiales hiperelásticos especificando diferentes expresiones de energía de deformación elástica. Es posible programar estos modelos en un software de elemento finito y caracterizar un material en los parámetros del modelo que mejor represente su comportamiento mecánico.

2.8.1. Neo Hookeano

La densidad de energía de deformación para la versión comprimible del material Neo-Hookean se escribe en términos de la relación de volumen elástico J_{el} y el primer invariante del tensor de deformación de Cauchy-Green elástico derecho $I_1(C_{el})$

$$W_s = \frac{1}{2} \mu (I_1 - 3) - \mu \ln(J_{el}) + \frac{1}{2} \lambda [\ln(J_{el})]^2 \quad (25)$$

Donde λ y μ son los parámetros de Lamé. Y considerando la versión casi incompresible del invariante isocórico $I_1(\bar{C}_{el})$ para definir la densidad de energía de deformación isocórica W_{iso} de la siguiente manera:

$$W_{iso} = \frac{1}{2} \mu (\bar{I}_1 - 3) \quad (26)$$

y la relación de volumen elástico J_{el} y el módulo compresibilidad κ para definir la densidad de energía de deformación volumétrica W_{vol} . La opción incompresible utiliza la misma energía de deformación isocórica que cuando se selecciona la opción casi incompresible, pero se agrega una variable adicional para hacer cumplir la condición de incompresibilidad $J_{el} = 1$.

2.8.2. Mooney-Rivlin, dos parámetros.

Para la versión casi incompresible, la densidad de energía de deformación isocórica se escribe en términos de las dos invariantes isocóricas de los tensores de deformación de Cauchy-Green elásticos derechos $I_1(\bar{C}_{el})$ y $I_2(\bar{C}_{el})$, quedando como sigue:

$$W_{iso} = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) \quad (27)$$

Los parámetros del material C_{10} y C_{01} están relacionados con el parámetro de Lamé (módulo cortante) $\mu = 2 (C_{10} + C_{01})$. La relación de volumen elástico J_{el} y el módulo de compresibilidad κ se utilizan para definir la densidad de energía de deformación volumétrica W_{vol} . La opción incompresible utiliza la misma energía de deformación isocórica que cuando se selecciona la opción casi incompresible, pero se agrega una variable adicional para hacer cumplir la condición de incompresibilidad $J_{el} = 1$.

2.8.3. Mooney-Rivlin cinco parámetros.

Rivlin y Saunders[26], [27] propusieron un modelo fenomenológico para pequeñas deformaciones en materiales a base de caucho en una expansión polinomial de los dos primeros invariantes de la deformación elástica derecha de Cauchy-Green, por lo que la densidad de energía de deformación se escribe como una serie infinita

$$W_s = \sum_{m=0}^{\infty} \sum_{n=0}^{\infty} C_{mn} (I_1 - 3)^m (I_2 - 3)^n \quad (28)$$

Con $C_{\infty} = 0$. Este modelo de material a veces también se denomina material hiperelástico polinomial. En la aproximación de primer orden, el modelo de material recupera la densidad de energía de la deformación de Mooney-Rivlin

$$W_s = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) \quad (29)$$

Mientras que la aproximación de segundo orden incorpora términos de segundo orden de la siguiente manera:

$$W_s = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{02}(I_2 - 3)^2 + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) \quad (30)$$

La versión casi incompresible utiliza las invariantes isocóricas de los tensores de deformación de Cauchy-Green elásticos a la derecha $I_1(\bar{C}_{el})$ y $I_2(\bar{C}_{el})$, para definir la densidad de energía de la deformación isocórica.

$$W_s = \sum_{m=0}^2 \sum_{n=0}^2 C_{mn} (\bar{I}_1 - 3)^m (\bar{I}_2 - 3)^n \quad (31)$$

La relación de volumen elástico J_{el} y el módulo de compresibilidad κ se utilizan para definir la densidad de energía de deformación volumétrica W_{vol} . La opción incompresible utiliza la misma energía de deformación isocórica que cuando se selecciona la opción casi incompresible, pero se agrega una variable adicional para hacer cumplir la condición de incompresibilidad $J_{el} = 1$.

2.8.4. Modelo de Ogden.

El modelo de material Neo-Hookeano generalmente se ajusta bien a los datos experimentales en deformaciones moderadas, pero no logra modelar las deformaciones hiperelásticas en deformaciones altas. Para modelar materiales similares al caucho a altas tensiones, Ogden adaptó la energía de un material neo-hookeano para

$$W_s = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_{el1}^{\alpha_p} + \lambda_{el2}^{\alpha_p} + \lambda_{el3}^{\alpha_p} - 3) \quad (32)$$

Aquí α_p y μ_p son los parámetros del material, y λ_{el1} , λ_{el2} y λ_{el3} son las deformaciones elásticas principales de manera que $J_{el} = \lambda_{el1}\lambda_{el2}\lambda_{el3}$.

El modelo de Ogden es empírico, en el sentido de que no relaciona los parámetros materiales α_p y μ_p con fenómenos físicos. Los parámetros α_p y μ_p se obtienen mediante datos medidos de ajuste de curvas, lo que puede ser difícil para $N > 2$. La implementación más común del material de Ogden es con $N = 2$, por lo que se necesitan cuatro parámetros.

La versión casi incompresible utiliza las deformaciones elásticas isocóricas $\bar{\lambda}_{eli} = \frac{\lambda_{eli}}{J_{el}^{1/3}}$ por

lo que la densidad de energía de la deformación isocórica se define como

$$W_{iso} = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\bar{\lambda}_{el1}^{\alpha_p} + \bar{\lambda}_{el2}^{\alpha_p} + \bar{\lambda}_{el3}^{\alpha_p} - 3) \quad (33)$$

Las deformaciones elásticas isocóricas definen un volumen que conserva la deformación, ya que $\bar{\lambda}_{el1}\bar{\lambda}_{el2}\bar{\lambda}_{el3} = \lambda_{el1}\lambda_{el2}\lambda_{el3}/J_{el} = 1$. El módulo cortante se define de la siguiente manera:

$$\mu = \frac{1}{2} \sum_{k=1}^N \alpha_k \mu_k \quad (34)$$

La relación de volumen elástico J_{el} y el módulo de compresibilidad κ se utilizan para definir la densidad de energía de deformación volumétrica W_{vol} . La opción incompresible utiliza la misma energía de deformación isocórica que cuando se selecciona la opción casi incompresible, pero se agrega una variable adicional para hacer cumplir la condición de incompresibilidad $J_{el} = 1$.

Capítulo 3 Pruebas mecánicas en tejidos involucrados en una hernioplastia.

3.1. Pruebas mecánicas en mallas protésicas.

Se realizaron pruebas mecánicas a tensión en dos marcas comerciales de mallas (1), Premilene® Mesh de la marca B. Braun Surgical, la cual es recomendada para para la reparación de hernias y reconstrucción de la pared abdominal y torácica[28] y la malla (2) de la marca Ethicon con indicaciones similares[29]. La tabla 2 muestra las características principales de cada una de estas mallas especificadas por el fabricante.

Tabla 2 Características principales de las mallas analizadas [28][29].

Marca	Premilene®	Ethicon®
Material	Polipropileno monofilar.	Polipropileno
Estructura	Punto malla	No especificado
Peso	82 g/m ²	> 95 g/m ²
Grosor	0.48 mm	No especificado
Tamaño de poro	0.8 mm	< 1 mm
Indicaciones	<ul style="list-style-type: none"> • Hernia inguinal • Hernia incisional • Reconstrucción de pared torácica • Refuerzo de tejido fascial si se requiere un apoyo con material no absorbible 	<ul style="list-style-type: none"> • Hernia abdominal
Contraindicaciones	No debe implantarse en áreas contaminadas o infectadas, ni en niños durante la fase de crecimiento.	No especificado

Esterilización	Óxido de etileno	Óxido de etileno
-----------------------	------------------	------------------

Las pruebas realizadas consistieron en ensayos a tensión uniaxial en las dos direcciones de la malla de acuerdo a la configuración del tejido. Estos ensayos se realizaron con la máquina Univert® de la marca CellScale. Se realizaron tres pruebas por cada dirección por cada malla.

Las probetas fueron cortadas con tijera utilizando como plantilla la recomendada por el fabricante de la máquina de ensayos, la cual pertenece a la norma ASTM D638, se muestra su geometría en la figura 6.

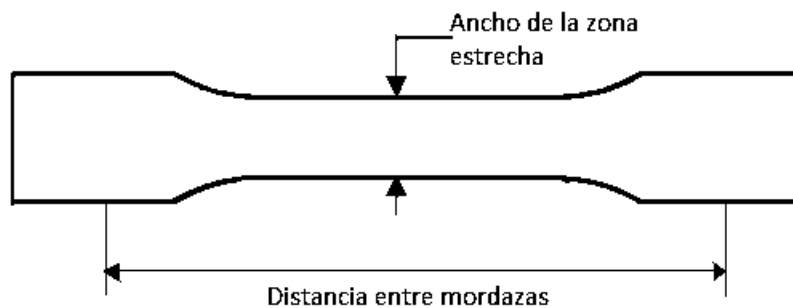


Figura 6 Geometría de la probeta.

En la figura 4 se muestra la realización de uno de los ensayos en las diferentes fases de aplicación de carga. Se puede observar también la geometría de la probeta montada entre el par de mordazas metálicas con que cuenta la máquina de ensayos. Cabe decir que la mordaza inferior es fija mientras que la mordaza superior es móvil.

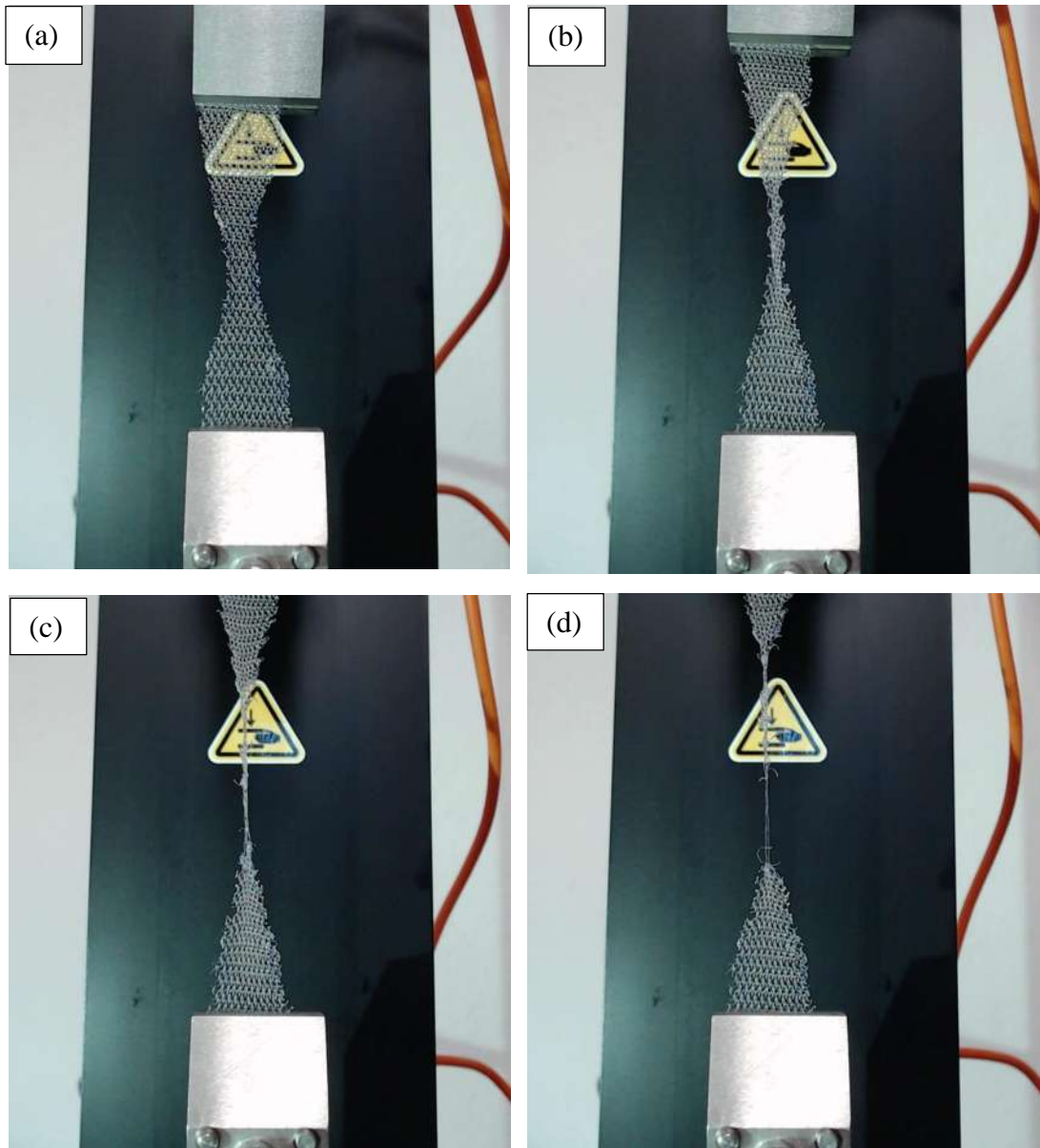


Figura 7 Ensayo de tensión de probeta de malla Promilene (a) Probeta montada en la máquina de ensayos, (b,c) Tensión aplicada sobre la probeta, (d) Ruptura de la probeta.

Con las pruebas mecánicas y una vez realizadas las curvas esfuerzo-deformación, se encontró que ambas mallas presentan anisotropía dependiendo de la dirección de tracción y también se puede observar que las deformaciones que soportan son de magnitud considerable, llegando a ser del orden del 150% para la dirección y de la malla 2(figura 9).

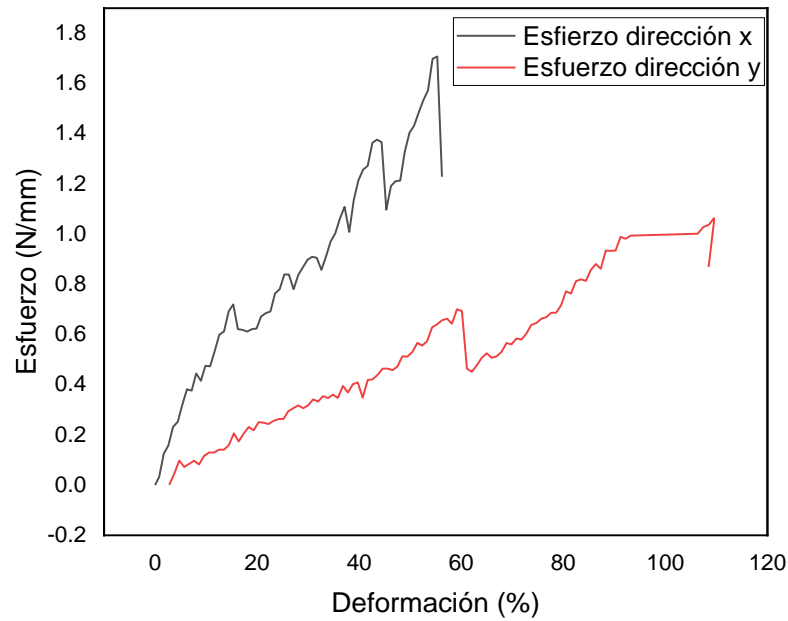


Figura 8 Curva esfuerzo-deformación en las direcciones ortogonales x-y.

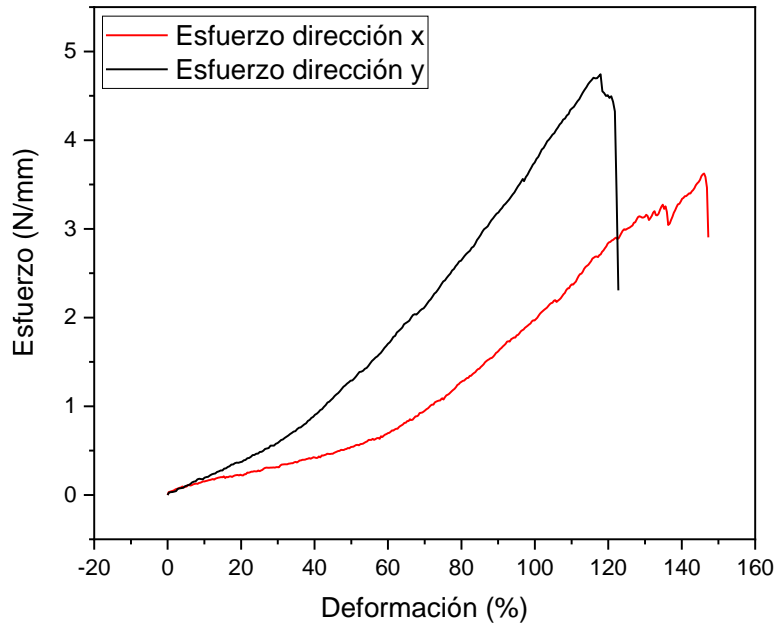


Figura 9 Curva esfuerzo-deformación de la malla 2

Cabe destacar que en las curvas de fuerza-deformación se hace notar una variación importante de valores de aplicación de fuerza debido al deslizamiento entre los hilos y la

presencia de fenómenos como esfuerzos cortantes o fricción entre los hilos que forman el tejido de la malla, del cual se muestra una imagen a detalle en la figura 10.

Debido a las características de las curvas esfuerzo-deformación, la descripción de estas propiedades mecánicas por medio de un modelo mecánico tradicional como lo puede ser la Ley de Hooke, no es la más adecuada, es por ello que en el capítulo 4 se describe la generación de modelos mecánicos basados en los datos obtenidos experimentalmente en esta sección.

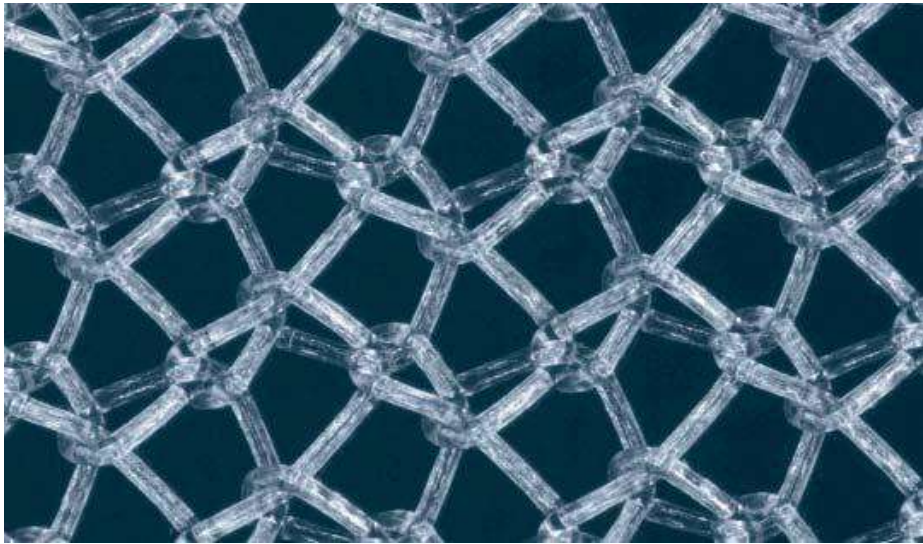


Figura 10 Detalle del tejido de la malla[28].

3.2. Pruebas mecánicas en fascia abdominal porcina.

Con el fin de evaluar las propiedades mecánicas de tracción de la fascia abdominal, se realizaron ensayos mecánicos en la pared abdominal de cerdos debido a la dificultad que implica obtener tejidos de origen humano. La especie porcina se elige debido a la similitud biológica entre las especies humana y porcina[30],[31].

El tejido biológico se obtuvo del matadero y sector porcino del puesto zootécnico de la Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo. Los cerdos son sacrificados humanitariamente de acuerdo con la Norma Oficial Mexicana NOM-033-SAG/ZOO-2014, Métodos de sacrificio de animales domésticos y silvestres[32]. Este estándar detalla el manejo de los animales antes y durante el sacrificio para minimizar el sufrimiento y el estrés. Cabe señalar que los animales están destinados al consumo humano, y solo se extrajo el material biológico necesario para realizar las pruebas una vez sacrificados los animales.

La pared abdominal del cerdo, presenta, de superficie a profundidad, las siguientes capas: piel, fascia superficial, músculo cutáneo del tronco, fascia profunda, músculo oblicuo externo del abdomen, músculo oblicuo interno del abdomen, músculo transverso del abdomen, fascia transversa y peritoneo. Además, en la superficie ventral se encuentra el músculo recto del abdomen, que está separado del congénere del lado opuesto por una unión fibrosa denominada línea blanca o línea alba. Esto constituye la sutura o línea de cierre ventral medio y representa el área común de acceso a la cavidad abdominal[33].

El material biológico se extrajo de dos cerdos machos de aproximadamente 6 meses de edad, con un peso aproximado de 90 kg cada uno. Se realizaron secciones de forma cuadrada de la región abdominal, cuyas dimensiones fueron de aproximadamente 15 cm por lado, abarcando todas las capas de la pared abdominal.

Una vez retirado el tejido abdominal, se diseccionó la fascia abdominal. Este proceso consistió en separar las diferentes capas de la pared abdominal, prestando atención a la fascia profunda debido a la importancia de este tejido en el proceso de reparación de la hernia. Una vez separada la fascia abdominal, se realizaron cortes rectangulares en sentido longitudinal y transversal. Los tejidos se hidrataron continuamente con agua salina al 0.9%

para evitar que la deshidratación modificara las propiedades mecánicas del tejido en cuestión (Fig. 11-b).

Los ensayos mecánicos sobre la fascia abdominal se realizaron en la máquina de ensayo Univert® de la marca CellScale®. Para cada cerdo se realizaron 3 pruebas en la dirección longitudinal del cuerpo y 3 pruebas en la dirección transversal, haciendo un total de 12 pruebas efectivas. Las muestras se sujetaron mediante pinzas mecánicas con patrón superficial para aumentar la fricción y al mismo tiempo disminuir el deslizamiento del tejido sobre la pinza. Se realizaron las mediciones necesarias para calcular los esfuerzos y deformaciones.

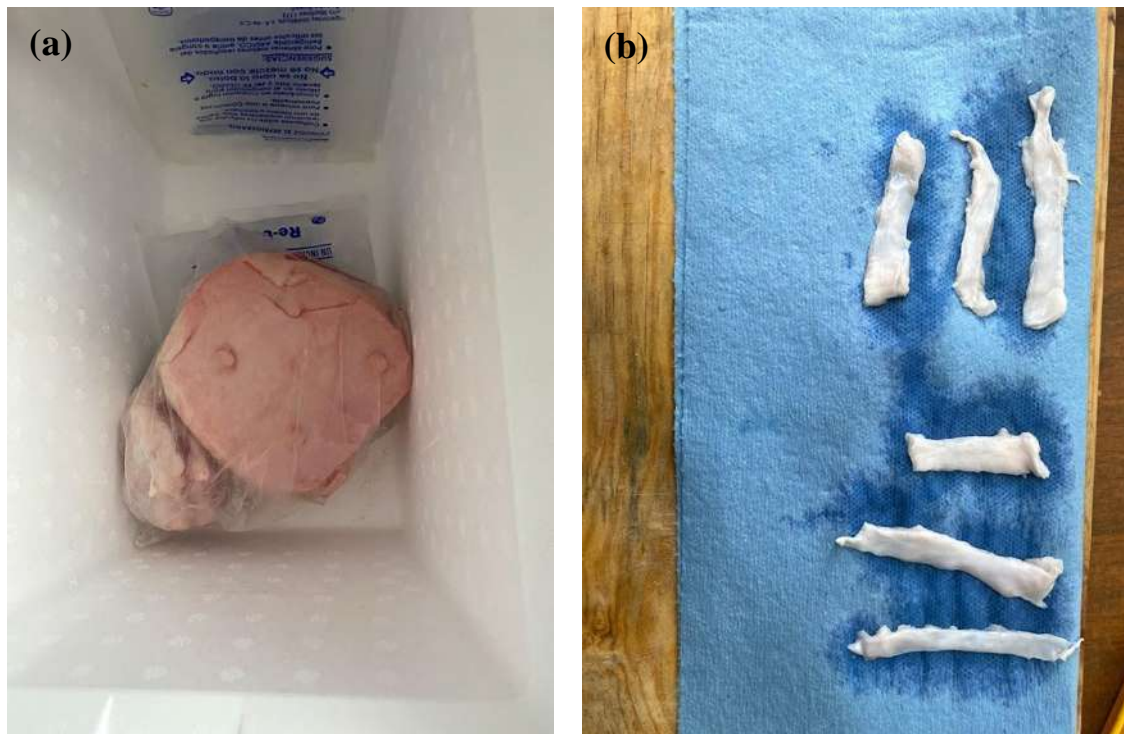


Figura 11. Cuidados realizados en el tejido porcino extraído.

Una vez realizada la parte experimental, los datos fueron procesados para obtener las curvas esfuerzo-deformación en el software OriginPro 2019b® (figura 12), las cuales se muestran a continuación. Se hace un promedio de ambos cerdos haciendo una curva para la dirección longitudinal del cuerpo del cerdo y otra para la dirección transversal.

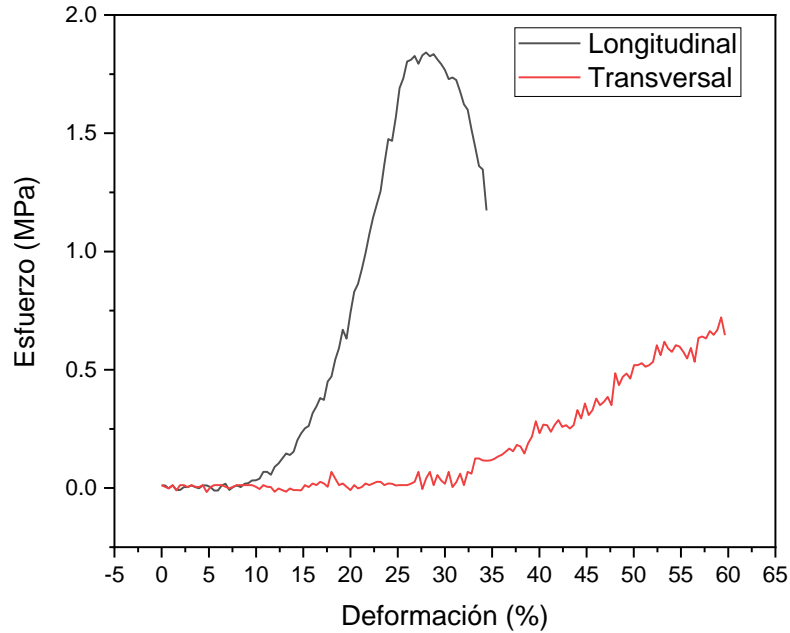


Figura 12 Curvas esfuerzo-deformación de la fascia abdominal para las direcciones longitudinal y transversal.

De las curvas anteriores se puede observar que la dirección longitudinal soporta un mayor esfuerzo a tracción, aunque a mayor velocidad de deformación. También se observa que la dirección transversal presenta una trayectoria más errática con respecto a la dirección longitudinal.

Capítulo 4 Modelado de datos experimentales

4.1. Introducción

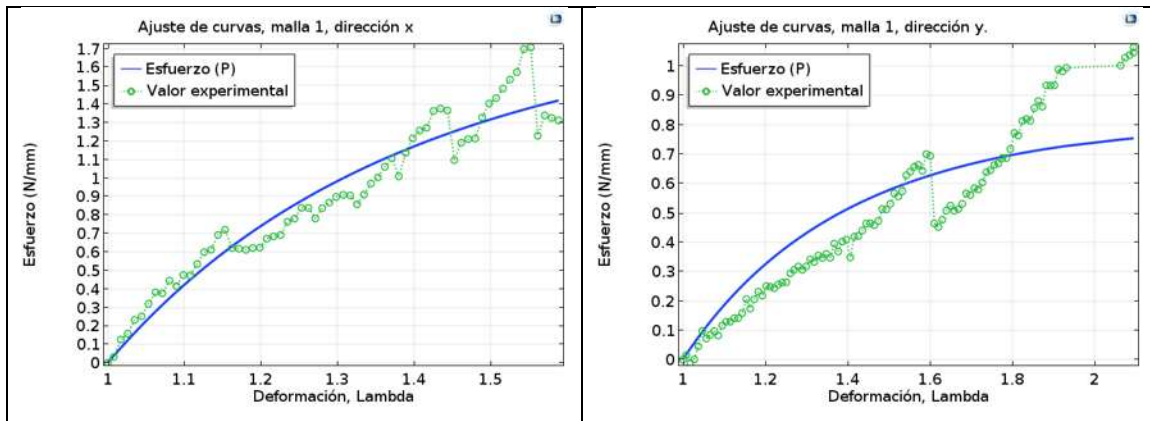
Con el objetivo de describir el comportamiento mecánico de los materiales evaluados a tensión por medio de un modelo mecánico, se aplicaron diversos modelos hiperelásticos en el software multifísica COMSOL® versión 5.3a, por medio de aproximación de curvas con el uso del algoritmo de Levenberg-Marquardt. Los modelos hiperelásticos utilizados, así como las curvas resultantes se describen a continuación.

4.2. Modelo de Ogden.

Se realizó una aproximación por medio del modelo hiperelástico de Ogden con $N=5$, a partir de la ecuación 35. Se muestran los ajustes de curvas para las dos direcciones perpendiculares en que se realizó el ensayo a tensión.

$$P_{1biaxial} = \sum_{p=1}^N \mu_p (\lambda^{\alpha_p - 1} - \lambda^{-2\alpha_p - 1}) \quad (35)$$

Donde μ_p y α_p son los parámetros del material para el modelo de Ogden, P es el esfuerzo y $\lambda=L/L_0$, donde L es la longitud deformada de la muestra y L_0 su longitud original.



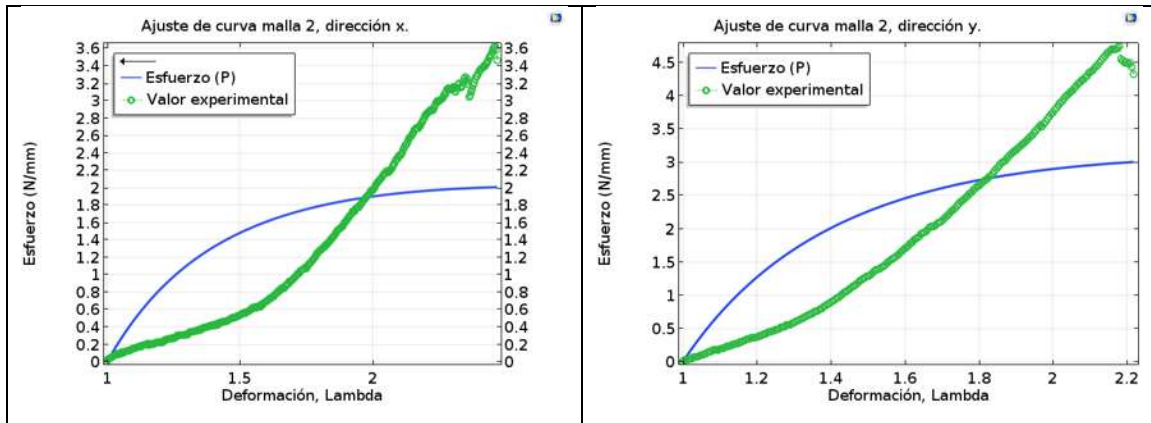


Figura 13 Ajuste de curva con el modelo de Ogden para las mallas sintéticas.

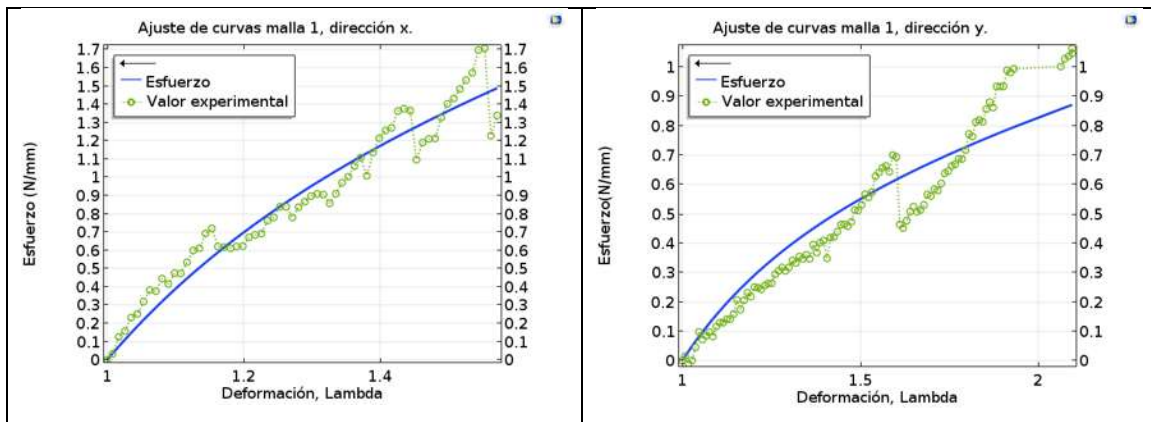
Como se observa en las figuras 9, el ajuste de las curvas para ambas mallas en las direcciones perpendiculares tienen una variación importante con respecto de los datos experimentales, por lo cual se opta por aplicar otro modelo hiperelástico.

4.3. Modelo de Mooney-Rivlin dos parámetros.

Se realizó una aproximación de curvas a través del modelo de Mooney-Rivlin de dos parámetros (ecuación 36), con el cual los resultados se muestran a continuación:

$$P = 2(\lambda - \lambda^{-5})(C_{10} + \lambda^2 C_{01}) \quad (36)$$

Aquí, C_{10} y C_{01} son los parámetros del material para el modelo de Mooney-Rivlin, P es el esfuerzo y $\lambda=L/L_0$, donde L es la longitud deformada de la muestra y L_0 su longitud original.



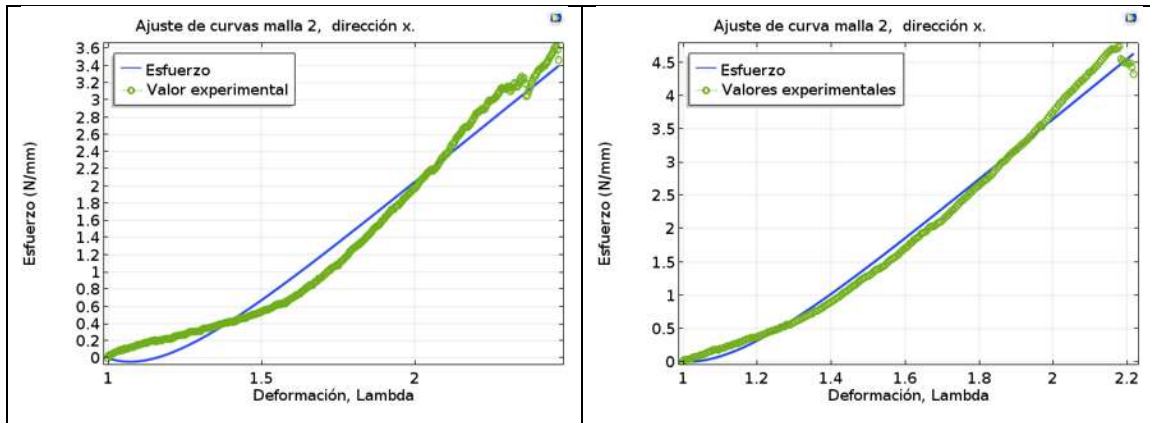


Figura 14 Ajuste de curva por medio del modelo de Mooney-Rivlin de dos parámetros para ambas mallas sintéticas en las direcciones perpendiculares x-y.

Tabla 3 Parámetros de Mooney-Rivlin para las mallas evaluadas.

Malla y dirección de tracción.	C01 Mooney-Rivlin parameter	C10 Mooney-Rivlin parameter	Err J
Malla 1 x	0.26574	0.46924	0.000694
Malla 1 y	0.14432	0.16434	0.077
Malla 2 x	-1.6023	1.3861	0.0528
Malla 2 y	-2.1976	2.1408	0.0638

En la imagen 14 se observa que el modelo de Mooney-Rivlin ajusta de mejor manera en los datos experimentales con respecto al modelo de Ogden, describiendo de mejor manera el comportamiento mecánico del material. Sin embargo, aún es notable la variación entre la curva generada y los datos obtenidos en experimentación, por lo cual se planea seguir probando con otros modelos para conseguir un ajuste más próximo.

4.4. Mooney-Rivlin cinco parámetros.

También se realizó el ajuste de curvas por medio del modelo de Mooney-Rivlin de cinco parámetros, cuya ecuación se muestra a continuación:

$$P = 2(\lambda - \lambda^{-5}) \left[\begin{aligned} &C_{10} + 2C_{20}(I_1 - 3) + C_{11}(I_2 - 3) + \lambda^2 C_{01} \\ &+ 2\lambda^2 C_{02}(I_2 - 3) + \lambda^2 C_{11}(I_1 - 3) \end{aligned} \right] \quad (37)$$

Aquí, P es el esfuerzo calculado, C_{10} , C_{01} , C_{20} , C_{02} , y C_{11} son los parámetros del material, y los invariantes I_1 e I_2 están dados por:

$$I_1 = \left(2\lambda^2 + \frac{1}{\lambda^4} \right) \quad (38)$$

$$I_2 = \left(\lambda^4 + \frac{2}{\lambda^2} \right) \quad (39)$$

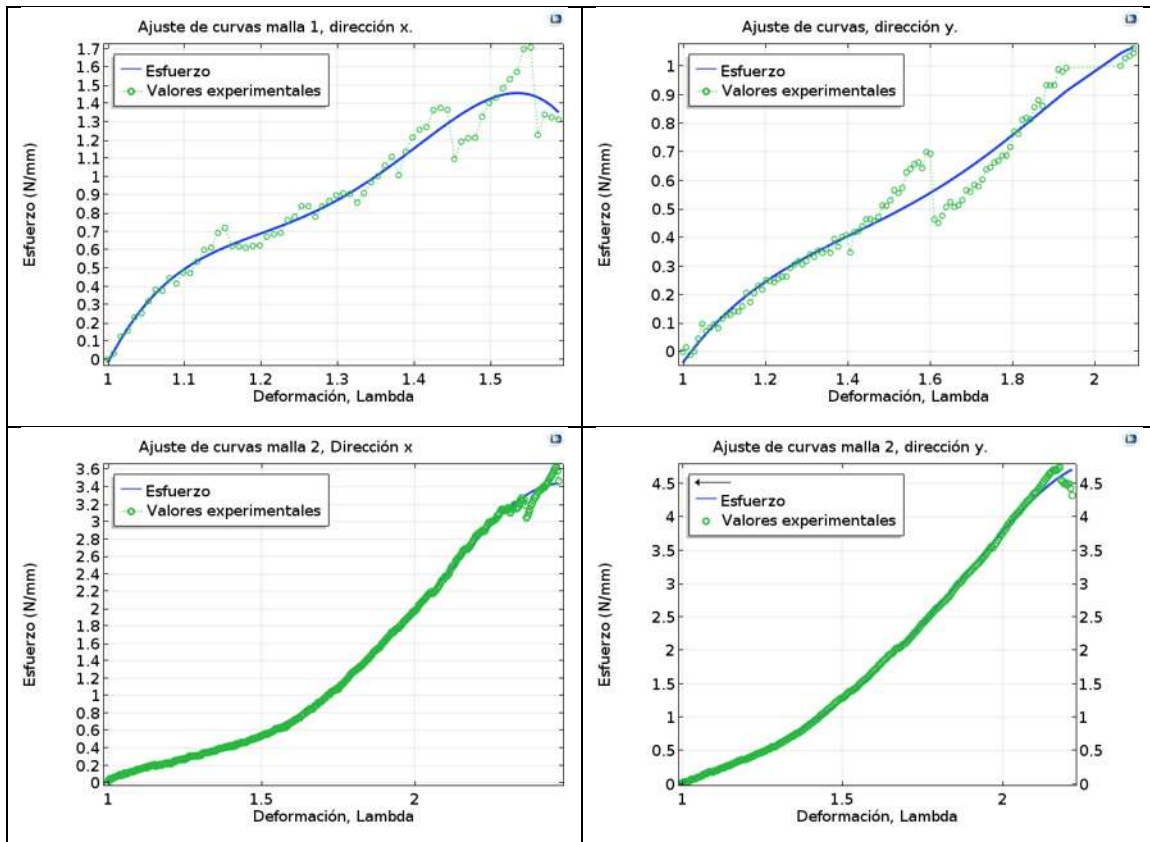


Figura 15 Ajuste de curva por medio del modelo de Mooney-Rivlin de cinco parámetros para ambas mallas sintéticas en las direcciones perpendiculares x-y.

Como se puede observar, -con el modelo de Mooney-Rivlin de cinco parámetros, el ajuste de curvas se logra de manera más próxima, por lo cual se opta por seguir trabajando con este modelo. En la tabla siguiente, se muestran los parámetros del material de este modelo, así como el error entre la curva generada y los datos experimentales, el cual es considerablemente menor que el correspondiente al modelo de Mooney-Rivlin de dos parámetros. Con estos modelos se describe el comportamiento mecánico a tensión de las mallas sintéticas.

Tabla 4 Parámetros de Mooney-Rivlin para ambas mallas en la dirección x e y.

Malla y dirección	Mooney-Rivlin C01 (Pa)	Mooney-Rivlin C02 (Pa)	Mooney-Rivlin C10 (Pa)	Mooney-Rivlin C11 (Pa)	Mooney-Rivlin C20 (Pa)	Error J
Malla 1 x	-0.018161	8.9117	-1.032	-11.456	0.30091	8.61e-006
Malla 1 y	-0.038569	0.068054	-0.25866	-0.43887	0.0053324	1.18e-006
Malla 2 x	0.069501	0.1455	-0.08875	-0.26699	0.0040709	1.75e-06
Malla 2 y	0.019462	0.0025935	-0.1909	-0.13408	0.0055396	2.13e-005

4.5. Modelo mecánico de la fascia abdominal porcina.

De manera similar como se procedió con las mallas protésicas, una vez realizados los ensayos mecánicos, los datos experimentales se ajustan para obtener un modelo de comportamiento mecánico. A continuación, se muestra el ajuste de curvas en las direcciones longitudinal y transversal, así como la tabla que muestra los parámetros que conforman el modelo aplicándolos en la ecuación 37.

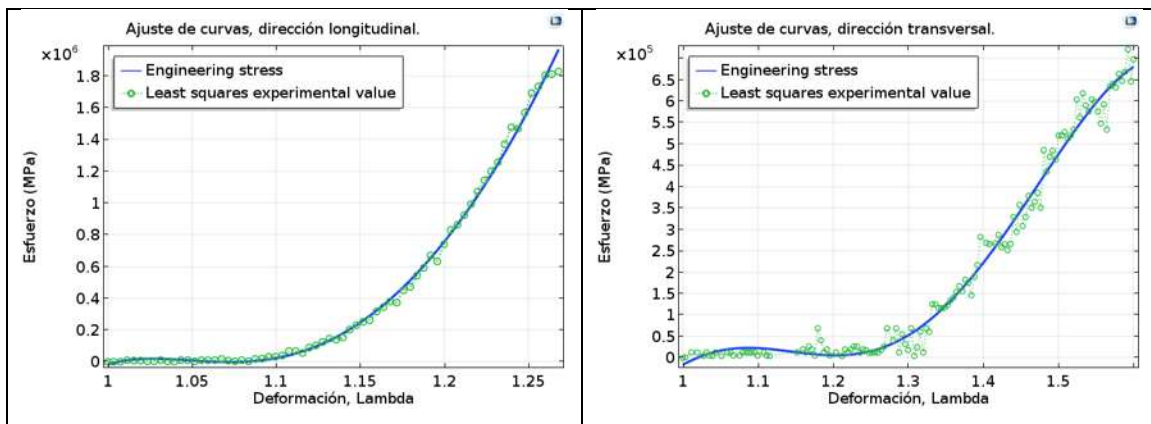


Figura 16 Ajuste de curva por medio del modelo de Mooney-Rivlin de cinco parámetros para la fascia abdominal en direcciones longitudinal y transversal.

Tabla 5 Parámetros de Mooney-Rivlin para fascia abdominal.

Dirección	Mooney-Rivlin C01 (Pa)	Mooney-Rivlin C02 (Pa)	Mooney-Rivlin C10 (Pa)	Mooney-Rivlin C11 (Pa)	Mooney-Rivlin C20 (Pa)
Longitudinal	-18383	1.73e+09	5.86e+05	-1.74e+09	2.67e+08
Transversal	-16603	-1.41e+08	1.59e+05	1.40e+08	-2.02e+07

Capítulo 5 Hernioplastia porcina utilizando malla protésica: un estudio de caso.

5.1. Introducción.

Como parte de los ensayos biológicos, se observó la corrección de una hernia de pared abdominal en un cerdo de aproximadamente 3 meses de edad, con un peso de 12.8 Kg el cual es parte del sector porcino de la Posta Zootécnica perteneciente a Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo.



Figura 17. Cerdo de 3 meses con hernia de pared abdominal.

Cabe señalar que el cerdo había presentado con anterioridad el mismo padecimiento, aunque con una severidad menor en base al tamaño del saco herniario, siendo intervenido para la corrección del tejido abdominal sin colocar material protésico de refuerzo. Después de la corrección de la hernia anterior, se presentó la recidiva de la hernia, por lo cual se optó como tratamiento realizar una nueva hernioplastia colocando un material protésico como refuerzo.

La cirugía fue realizada en el laboratorio de patología de la facultad antes mencionada, el cual tiene instalaciones adecuadas y equipo necesario para realizar dicho procedimiento. Se realizaron los manejos y procedimientos adecuados para preservar el bienestar animal, con las medidas de higiene y esterilización adecuadas para llevar a cabo la hernioplastia de manera exitosa[34].

En el momento de la cirugía, el saco herniario presentaba alrededor de 12 cm de diámetro, mientras el anillo herniario había comenzado a estrecharse debido al proceso de cicatrización de la herida teniendo como una dimensión aproximada para este momento de

alrededor de 3 cm de diámetro. Las condiciones anteriores, sumado a la evidente incomodidad, comenzaban a provocar trastornos alimenticios en el espécimen, teniendo como consecuencia bajo peso y bajo desarrollo con respecto del promedio esperado para su edad y características.



Figura 18. Dimensiones del saco herniario.

5.2. Cirugía.

Previo a la cirugía, se utilizó azaperona como sedante para realizar el manejo del animal minimizando el sufrimiento. En éste mismo estado se realizó la asepsia pertinente de la zona, se colocó una vía permeable en la oreja del espécimen para aplicar medicamentos y el anestésico utilizado (sulfato de atropina), además de intubar el espécimen para evitar que el cerdo deje de respirar como un efecto del anestésico. La cirugía dio inicio alrededor de las 9:30 horas, teniendo una duración aproximada de 4 horas. El procedimiento consistió en la recolocación de las vísceras que se encontraban en el saco herniario dentro de la cavidad abdominal, cortando el exceso de tejido asociado al padecimiento para enseguida cerrar la cavidad abdominal con los tejidos propios del cerdo y reforzando con una capa de malla quirúrgica de polipropileno de la marca Prolene mesh®.

Con respecto de la colocación de la malla quirúrgica, se recortó un cuadro de aproximadamente 7 cm por lado para ser fijado sobre el tejido abdominal sin tensión previa a través de puntos de sutura alternando Nylon 2-0 no absorbible y sutura de ácido poliglicólico 1-0 absorbible. El objeto de alternar suturas permanentes y absorbibles es

asegurar por un lado que la malla permanezca en su sitio mientras se reduce el número de suturas permanentes que puedan ocasionar algún tipo de molestia en un determinado futuro.

Una vez fijada la malla, se procedió a cerrar la piel habiendo quitado el exceso de la misma que se había elongado debido a la prominencia del saco herniario. Se utilizó para este procedimiento sutura de ácido poliglicólico 1-0 absorbible mediante la técnica de sutura subcuticular continua.

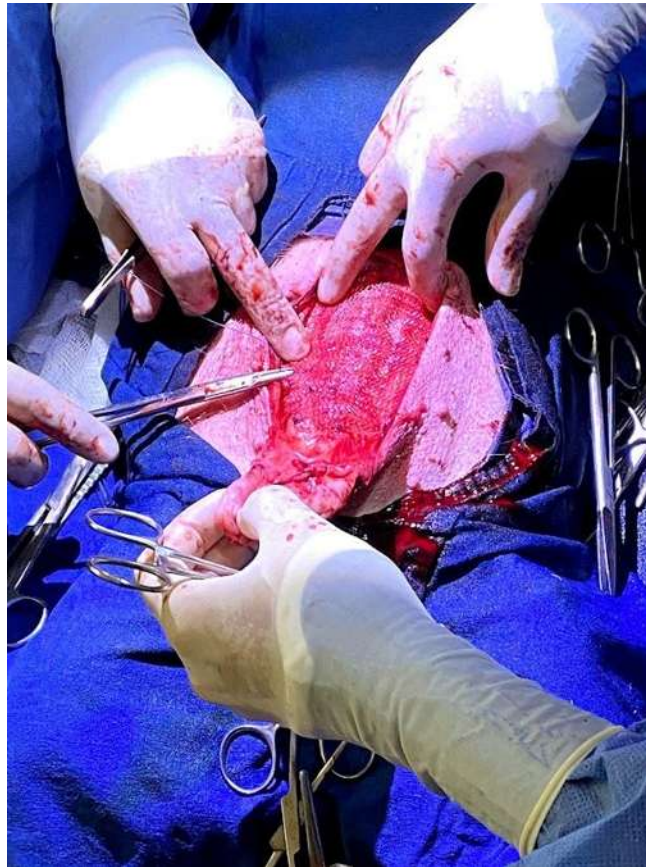


Figura 19. Colocación de la malla protésica para corregir la hernia de pared abdominal.

5.3. Cuidados post-quirúrgicos.

Los cuidados después de la cirugía consistieron de mantener aislado el cerdo de otros animales para evitar que el proceso de cicatrización fuera interrumpido, además de la aplicación de antibióticos para evitar alguna infección y el suministro de una dieta de fácil digestión.

Después de cuatro semanas, el cerdo pudo ser reintegrado al área común donde permaneció hasta el sacrificio donde llegó a alcanzar un peso de 35 Kg. El tiempo transcurrido entre la realización de la cirugía y el sacrificio del espécimen fue de 22 semanas.



Figura 20. Cerdo en recuperación después de la cirugía.

5.4. Obtención del tejido de interés.

El cerdo fue sacrificado de manera humanitaria en el rastro de la Posta Zootecnica de la Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo. Los cerdos son sacrificados de acuerdo a la Norma Oficial Mexicana NOM-033-SAG/ZOO-2014, Métodos para dar muerte a los animales domésticos y silvestres[32]. En esta norma se detalla el manejo de los animales antes y durante su sacrificio para minimizar el sufrimiento y estrés.

Cabe señalar que los animales son destinados para consumo humano, y sólo se extrajo el material biológico necesario para realizar los ensayos una vez sacrificado el animal. Se extrajo el tejido biológico con el objetivo de analizarlo mecánicamente y observar la interacción entre el tejido biológico y la malla sintética. Se destinó una parte del tejido para realizar las pruebas histológicas y otra parte las pruebas mecánicas.

5.5. Pruebas a tensión

Una vez extraído el tejido, se diseccionó para obtener únicamente la fascia abdominal y la malla protésica los cuales se observaron integrados en una misma estructura homogénea. A nivel macroscópico, las suturas de ácido glicólico (absorbibles) no eran visibles, mientras que las suturas de nylon (no absorbible) se identificaban fácilmente como lo muestra la figura 8. Se obtuvieron cuatro probetas en dirección longitudinal al cuerpo y cuatro en dirección transversal. Se realizaron pruebas a tensión hasta la ruptura en la máquina de ensayos Univert® de la marca CellScale®. Se debe señalar que las pruebas mecánicas se realizaron el mismo día de la extracción del tejido, y se realizó una hidratación constante con solución salina para evitar que la deshidratación afectara de alguna manera las propiedades mecánicas de los tejidos analizados.



Figura 21. Tejido biológico previo a ser seccionado en probetas para evaluar a tensión. Se pueden observar en azul los puntos de sutura de Nylon.

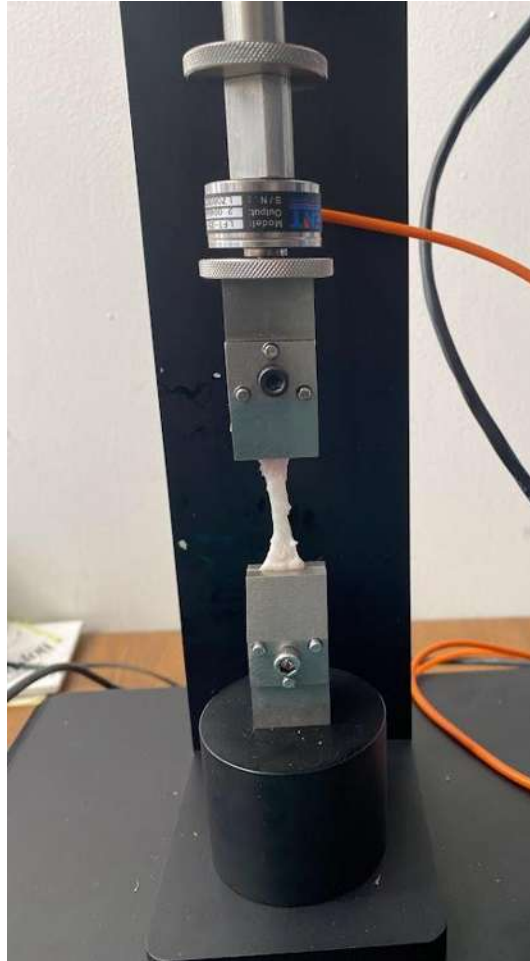


Figura 22. Probeta de tejido en la máquina de ensayos Univert® de la marca CellScale®.

Una vez realizadas las pruebas mecánicas, los datos se analizaron para obtener las curvas esfuerzo-deformación en cada una de las direcciones en las que se realizaron las pruebas. Se observa un comportamiento mecánico similar en ambas direcciones, lo cual indica que la condición de anisotropía observada en ambos materiales por separado se ve disminuida mientras que la magnitud de las propiedades mecánicas es similar.

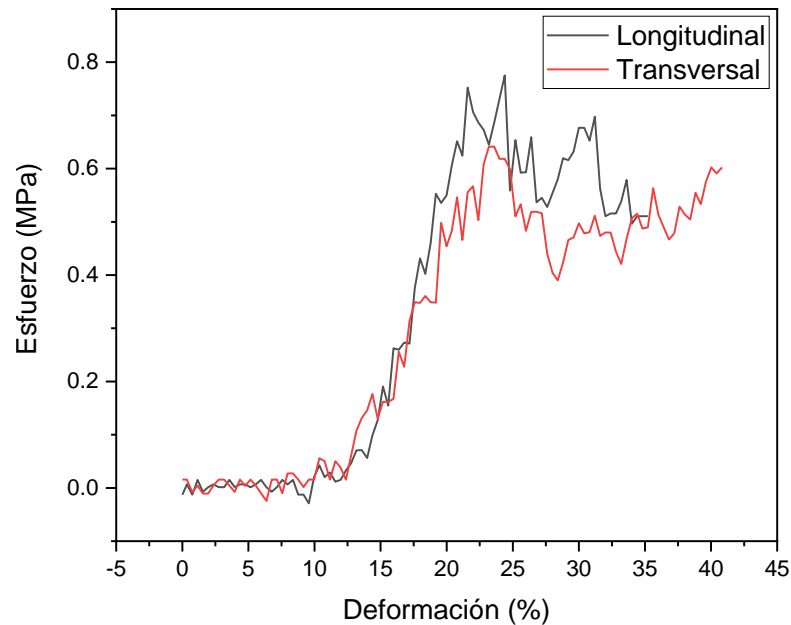


Figura 23. Curva Esfuerzo-Deformación de la fascia abdominal y la malla protésica integrados.

Del mismo espécimen se tomó una muestra de tejido abdominal de donde se diseccionó la fascia muscular que es precisamente el tejido donde se realiza la sutura y donde se fija la malla protésica. Con el fin de obtener datos del comportamiento mecánico a tensión se realizaron pruebas a tensión de ocho probetas de las cuales cuatro se orientaron en dirección longitudinal al cuerpo del cerdo y las cuatro restantes se orientaron en dirección transversal al cuerpo. Las pruebas a tensión uniaxial se llevaron a cabo en la máquina de ensayos Univert® de la marca CellScale®. De los datos obtenidos se obtuvieron las curvas esfuerzo-deformación en las cuales se observa que a diferencia de la fascia abdominal y la malla integrada se presenta una evidente anisotropía.

Capítulo 6 Aplicación de la metodología descrita en otros biomateriales

6.1. Introducción

Las lesiones, enfermedades y malformaciones congénitas han sido siempre parte de la experiencia humana. Los trasplantes de órganos se incrementan a finales de 1980 en los Estados Unidos y Canadá, siendo este recurso escaso y costoso, por este motivo surge el interés de un nuevo desarrollo médico basado en equivalentes biológicos para reemplazar o reparar tejidos y órganos dañados[35][36].El desarrollo de nuevas prácticas quirúrgicas, y sistemas de simulación más realistas no pueden progresar sin un mejor conocimiento de las propiedades mecánicas de los tejidos implicados en la práctica quirúrgica [2]. Con el desarrollo de nuevos materiales, se hace necesario el conocimiento de su comportamiento mecánico, más aún cuando este comportamiento no es lineal y se requiere la aplicación de un modelo en específico. En el presente trabajo, se realizaron pruebas mecánicas sobre andamios de diferentes biomateriales en diversas composiciones basadas en porcentaje, para enseguida analizar los datos y aproximar el comportamiento del material con respecto de un modelo mecánico.

6.2. Obtención de datos experimentales:

En una etapa previa de síntesis, se obtuvieron biomateriales como lo son Biovidrio (BV), Ácido poliláctico (PLA), Policaprolactona (PCL) e Hidroxiapatita (HA). Diversos andamios de forma cilíndrica fueron obtenidos mediante la combinación de los biomateriales antes mencionados. Haciendo uso del equipo Univert® de la marca CellScale® se obtuvieron datos experimentales de ensayos a compresión uniaxial del 70%, sometiendo tres muestras por tipo de andamio. En la figura 24 se muestra la realización de uno de estos ensayos.

Una vez hecha la parte experimental, se realizó el tratamiento de datos para obtener las curvas esfuerzo-deformación de cada una de los tipos de andamios.

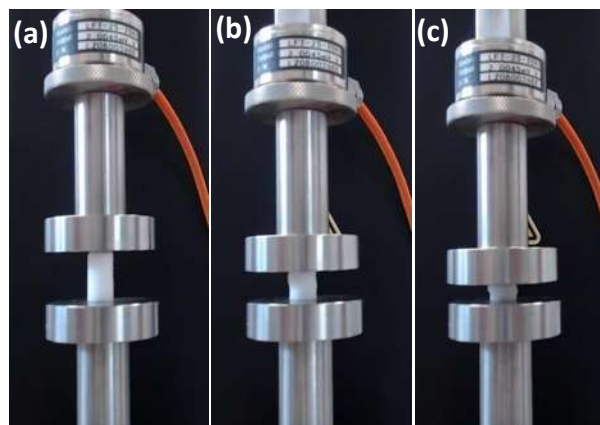


Figura 24 Probeta sometida a compresión en la máquina de ensayos Univert (a) Probeta entre los platos de compresión, (b) probeta comprimida en un 30 %, (c) probeta sometida a 70 % de deformación.

6.3. Ajuste de curvas:

Haciendo uso del software COMSOL Multiphysics®, a través del algoritmo de Levenberg-Marquardt se realiza la aproximación del modelo material a los datos experimentales para obtener los parámetros que describan el modelo. Se eligió el ajuste de curvas por medio de modelos hiperelásticos debido a la alta deformación que soporta el material. Se probaron diversos modelos, siendo el modelo de Mooney-Rivlin (ec. 37) de cinco parámetros el que se ajustó de mejor manera a los datos obtenidos experimentalmente[26] [37] [38].

6.4. Resultados y discusión:

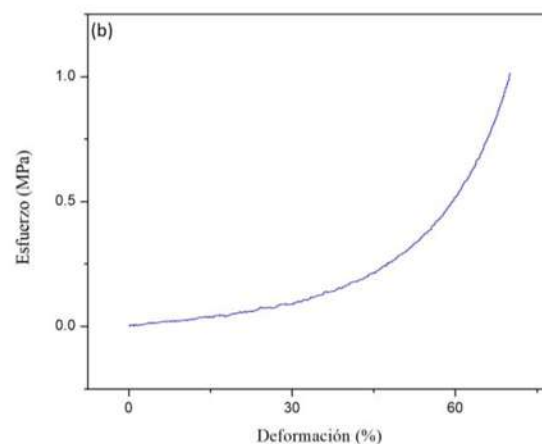
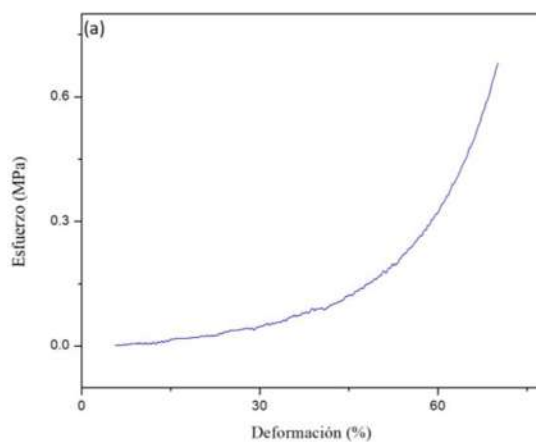
Para cada uno de los materiales evaluados, se realizó la obtención de datos experimentales, así como el análisis de estos datos y el modelado del material. A continuación, se enlistan los materiales evaluados y su correspondiente tratamiento de datos.

6.4.1. Biovidrio-poliláctico:

En la Tabla 1 se muestran las medidas promedio de los andamios de biovidrio-poliláctico sometidos a prueba, así como las diferentes composiciones de los biomateriales implicados.

Tabla 6 Características de las muestras analizadas. Se presentan las composiciones en porcentaje en peso.

Composición	Biovidrio (%)	Poliláctico (%)	Diámetro promedio (mm)	Altura promedio (mm)
1	40	60	6.75	11.87
2	50	50	6.91	11.52
3	60	40	6.81	11.68
4	70	30	6.64	11.43



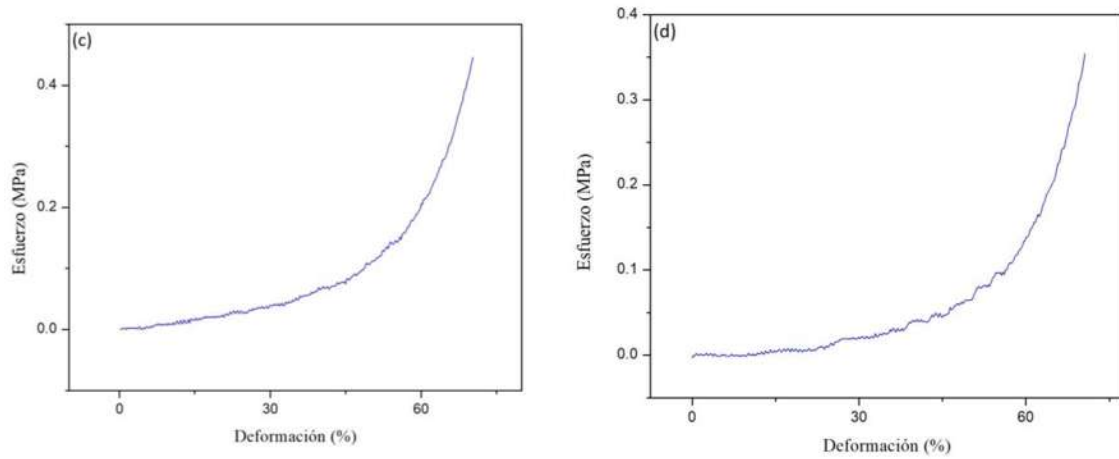
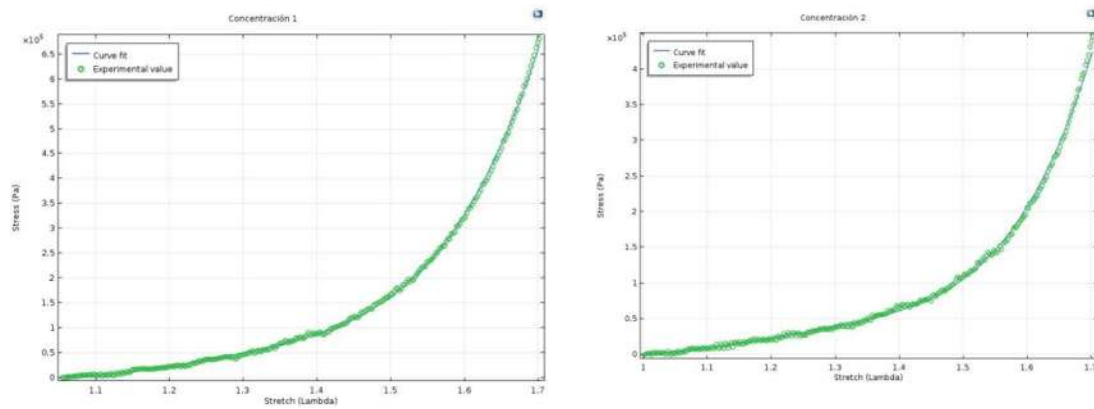


Figura 25 Gráficas esfuerzo-deformación para (a) Composición 1, (b) Composición 2, (b) Composición 3, (c) Composición 4.

Se realizó el ajuste de curvas y se obtuvieron para cada una de las composiciones las curvas generadas por su respectivo modelo y a su vez los datos experimentales, las cuales se muestran en la Figura 26.



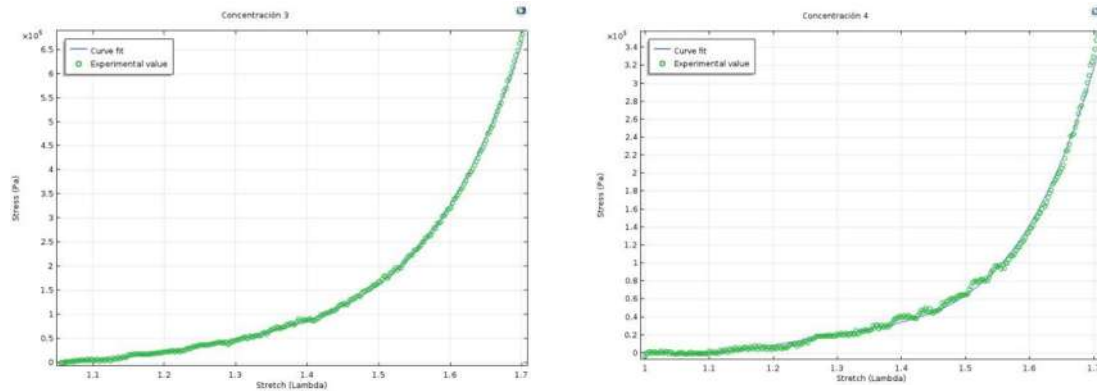


Figura 26 Ajuste de curvas de datos experimentales y modelos generados para cada una de las composiciones del material evaluado.

Se puede observar que el ajuste entre los datos experimentales y la curva generada por el modelo tienen similitud. Los modelos pueden ser construidos a partir de la ecuación (37) y la aplicación de los parámetros calculados, los cuales se muestran en la Tabla 7 para cada una de las composiciones.

Tabla 7 Parámetros de Mooney-Rivlin para los materiales en diferentes composiciones de Biovidrio-Poliláctico.

Material	Parámetros de Mooney-Rivlin				
	C01	C02	C10	C11	C20
Composición 1	5.82E+03	4.54E+07	-6.37E+03	-4.55E+07	6.80E+06
Composición 2	-1.64E+03	2.86E+07	2.34E+04	-2.87E+07	4.30E+06
Composición 3	5.83E+03	4.54E+07	-6.37E+03	-4.55E+07	6.80E+06
Composición 4	9.98E+02	2.81E+07	-6.88E+03	-2.81E+07	4.18E+06

6.4.2. Andamio 5 HA:

Para este material se analizaron tres muestras, cuyo promedio de medidas es el siguiente:

Altura: 11.98 mm.

Diámetro: 6.78 mm.

A las muestras se les sometió a una deformación de alrededor del 70 % de su altura inicial.

La gráfica esfuerzo-deformación se muestra enseguida, en la cual se puede observar un comportamiento frágil.

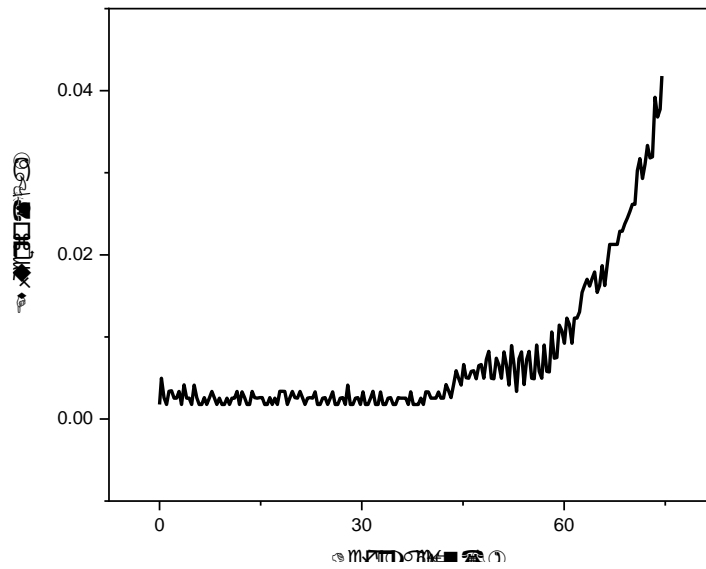


Figura 27 Curva esfuerzo-deformación para los andamios 5 HA.

Al realizar el ajuste de curvas, las gráficas quedan de la siguiente manera:

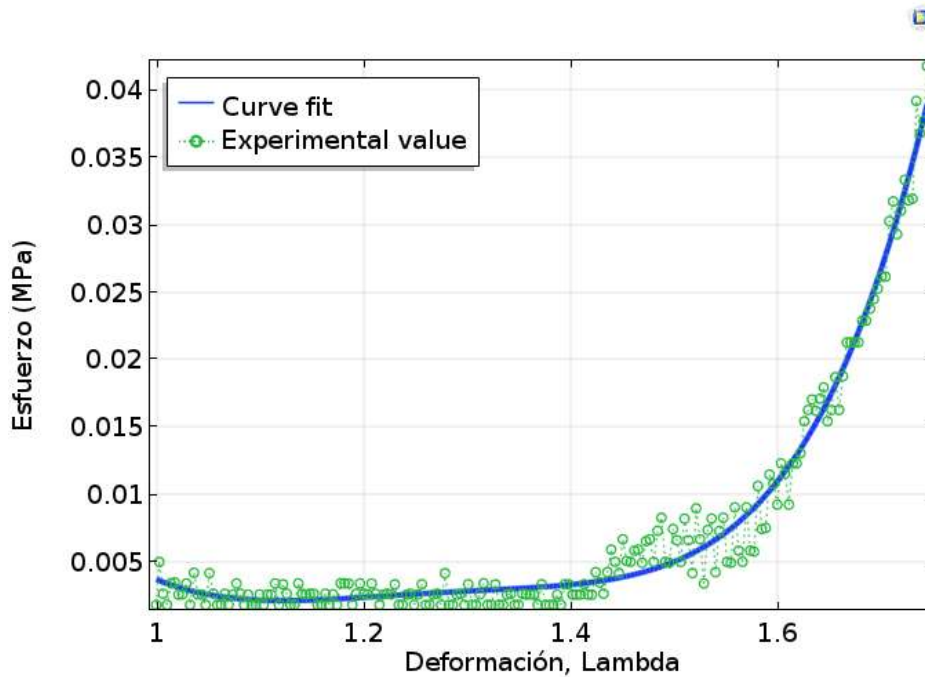


Figura 28 Ajuste de curvas para los andamios 5 HA.

Tabla 8 Parámetros de Mooney-Rivlin para los andamios 5 HA.

Parámetros de Mooney-Rivlin				
C01	C02	C10	C11	C20
3.66E-03	-5.25E-02	4.93E-03	6.56E-02	-1.88E-03

Con los parámetros anteriores, aplicados en la ecuación (37) se obtiene un modelo mecánico que predice el comportamiento del material sometido a compresión.

6.4.3. Andamio 10 HA

Para el material mencionado, de las pruebas mecánicas se puede decir que el comportamiento a la compresión es frágil con una tendencia a la fractura al aplicar una carga tal como lo muestra la figura 6.

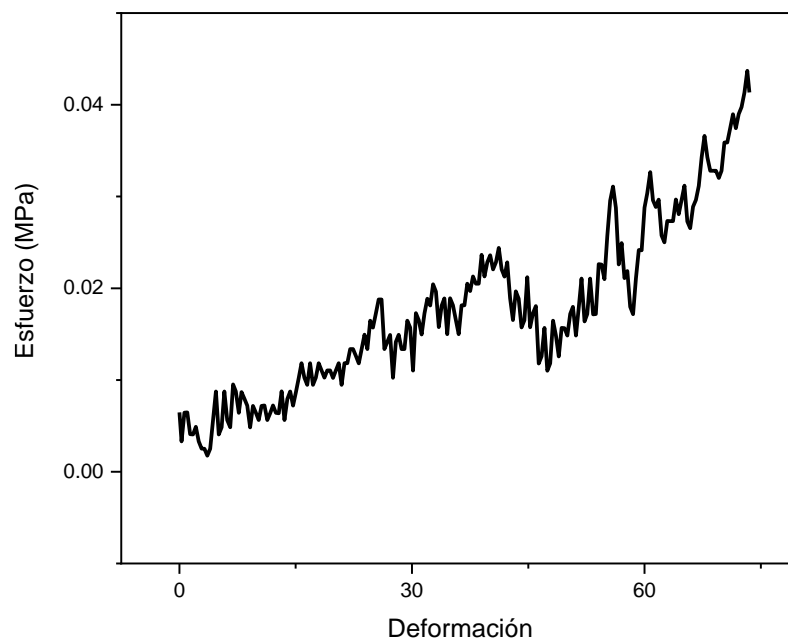


Figura 29 Curva esfuerzo-deformación para los andamios 10 HA.

Al realizar el ajuste de curvas para esta composición de material se obtiene la siguiente imagen (figura 30), así como también se muestra la tabla con los valores de los parámetros del modelo mecánico (tabla 9).

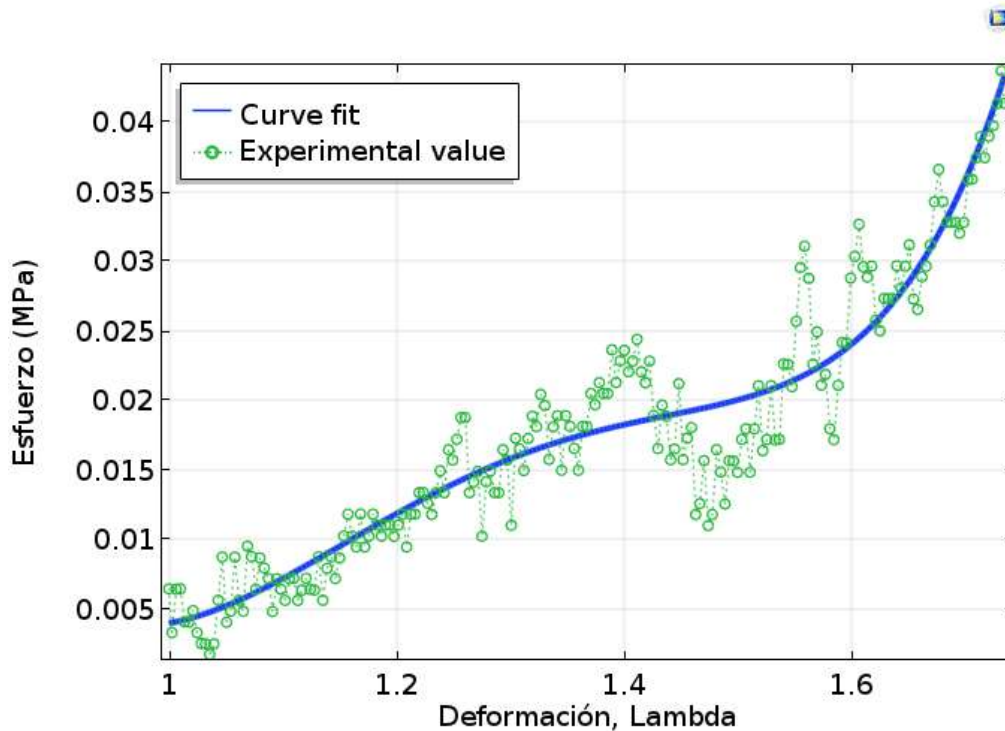


Figura 30 Ajuste de curva para los andamios 10 HA.

Tabla 9 Parámetros de Mooney Rivlin para los andamios 10 HA.

Parámetros de Mooney-Rivlin				
C01	C02	C10	C11	C20
3.99E-03	-7.39E-02	-7.66E-04	8.34E-02	-2.22E-03

En la figura anterior se observa que si bien no hay un ajuste punto a punto de los datos experimentales, si se tiene un seguimiento por la parte media que describe el comportamiento del material de manera general.

6.4.4. Andamios_PLA_PCL_HA

Los andamios aquí mencionados se obtuvieron en dos diferentes composiciones de ácido poliláctico, policaprolactona e hidroxiapatita, las cuales se especifican en la tabla siguiente.

Tabla 10 Características y composición en peso de las muestras de los andamios PLA-PCL-HA.

	PLA (%)	PCL (%)	HA	Diámetro (mm)	Altura (mm)
Composición 1	10	60	30	6.93	12.09
Composición 2	10	80	10	6.93	12.27

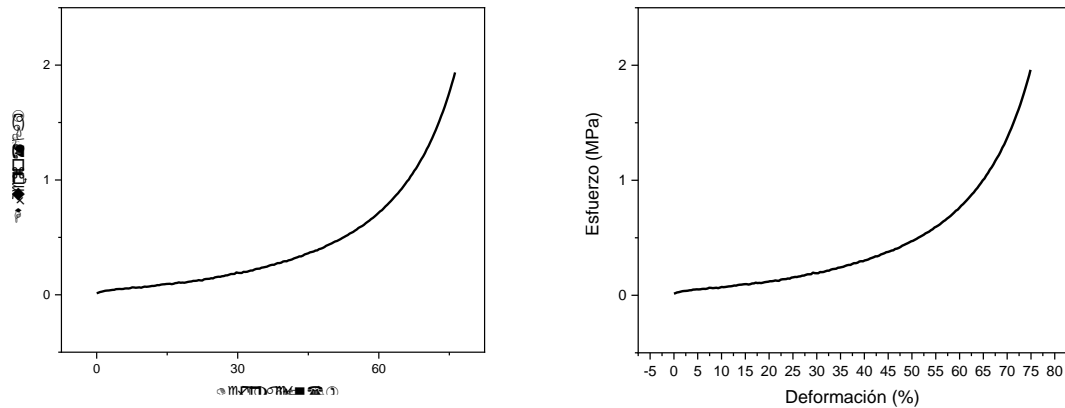


Figura 31 Curvas esfuerzo-deformación de (a) Composición 1, (b) Composición 2.

Se observa que los el comportamiento mecánico en las composiciones es similar, los valores de esfuerzo máximo son cercanos, aunque la composición 1 tiene una resistencia mecánica ligeramente superior con respecto de la composición 2 en la deformación cercana al 45%.

Se puede observar que el comportamiento mecánico es no lineal y soporta deformaciones de grandes magnitudes, razón por la cual es posible realizar un modelado por medio de un modelo hiperelástico para obtener una descripción apropiada del material. Además, se observa que la resistencia mecánica aumenta de manera pronunciada alrededor del 50% de deformación, para alcanzar un máximo de 2 MPa al final del ensayo.

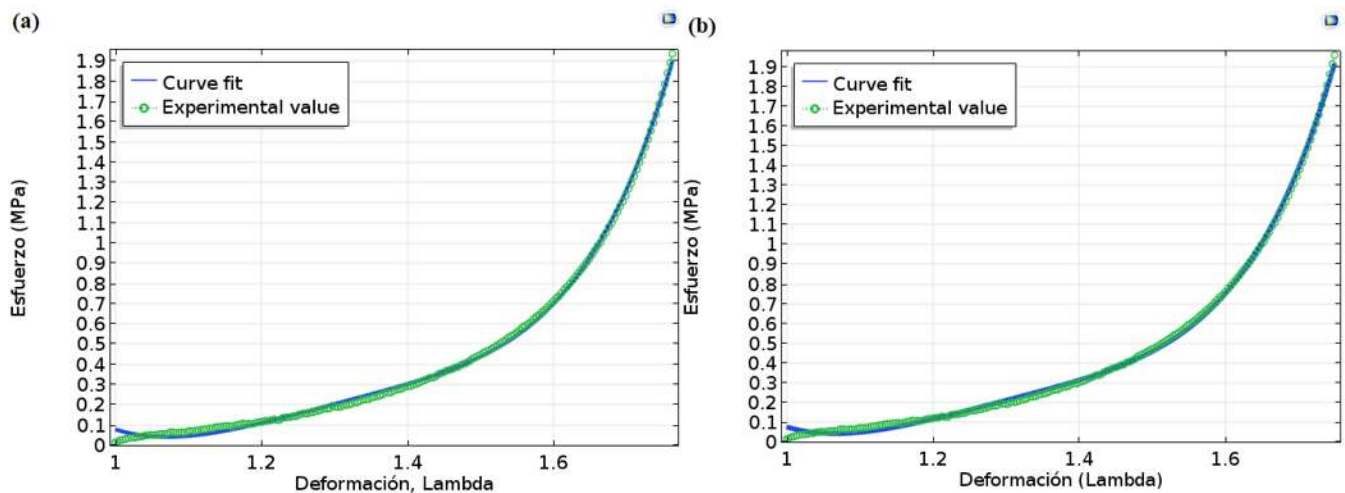


Figura 32 Ajuste de curva de (a) Composición 1, (b) Composición 2

Tabla 11 Parámetros de Mooney-Rivlin para las diferentes composiciones.

	Parámetros de Mooney-Rivlin				
	C01	C02	C10	C11	C20
Composición 1	7.81E-02	-2.13E+00	1.63E-01	2.70E+00	-6.90E-02
Composición 2	7.55E-02	-2.22E+00	1.55E-01	2.78E+00	-7.32E-02

6.4.5. Andamios HA_PCL_BV

En este apartado se analizan andamios compuestos de Hidroxiapatita (HA), Policaprolactona (PCL) y Biovidrio (BV) en dos diferentes composiciones, las cuales se especifican en la tabla siguiente, donde además se mencionan las características promedio de las dimensiones de los andamios sometidos a compresión.

Tabla 12 Características y composición en peso de los andamios HA-PCL-BV

	HA (%)	PCL (%)	BV (%)	Diámetro (mm)	Altura (mm)
Composición 1	10	40	50	7.74	12.66
Composición 2	50	40	10	6.6	11.21

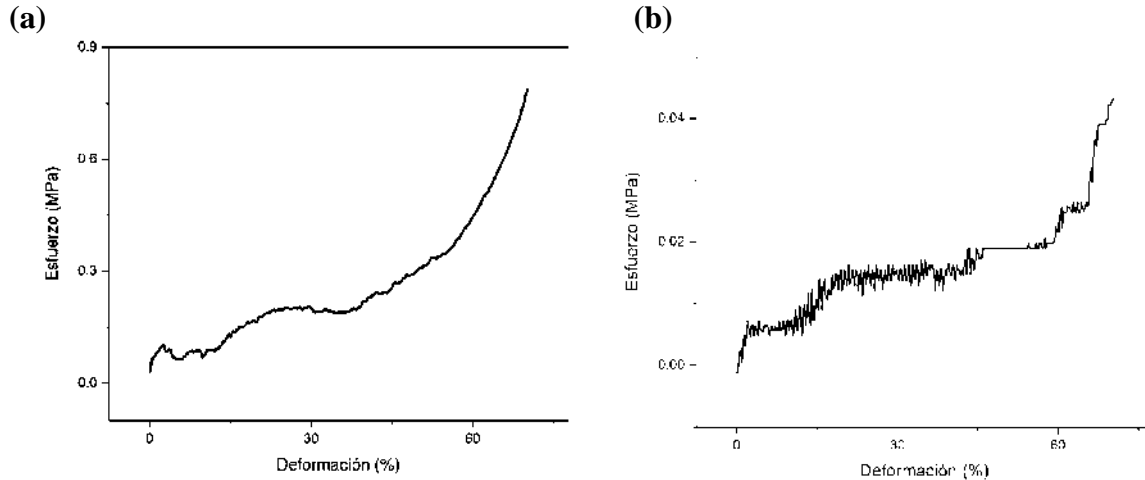


Figura 34 Gráfica esfuerzo-deformación para (a) Composición 1, (b) Composición 2.

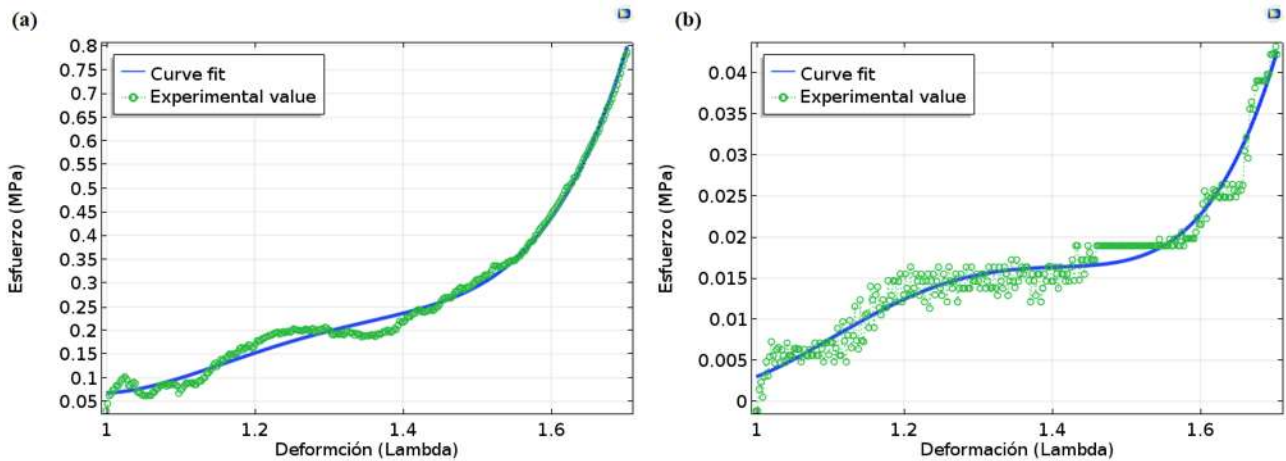


Figura 33 Ajuste de curvas para los andamios de (a) Composición 1 , (b) Composición 2.

De la figura anterior se observa que al cambiar la composición de los andamios, el comportamiento mecánico cambia considerablemente, reduciendo el esfuerzo máximo soportado y mostrando características de un material frágil.

Tabla 13 Parámetros de Mooney-Rivlin para las diferentes composiciones del material.

	Parámetros de Mooney-Rivlin				
	C01	C02	C10	C11	C20
Composición 1	6.81E-02	-1.17E+00	1.04E-02	1.33E+00	-3.98E-02
Composición 2	3.02E-03	-8.87E-02	-3.54E-03	9.35E-02	-2.88E-03

Capítulo 7 Conclusiones y recomendaciones

7.1. Conclusiones

Como conclusiones derivadas del presente trabajo de tesis, se pueden citar:

- A partir de las pruebas mecánicas en tejidos sintéticos y biológicos, se observa una evidente anisotropía y un comportamiento hiperelástico, por lo cual la formulación de modelos mecánicos que representes adecuadamente estas propiedades.
- Se desarrolla una metodología que consiste de caracterizar la respuesta al esfuerzo de un material no lineal a partir de datos experimentales de ensayos a tensión.
- Se desarrollan modelos mecánicos para biomateriales, los cuales pueden ser empleados en software de elemento finito para realizar simulaciones de situaciones específicas y de cierta complejidad o interés específico.
- El desarrollo de estos modelos puede ayudar a reducir la problemática alrededor de la cirugía de hernia a través del uso de herramientas computacionales realizando simulaciones enfocadas a la solución de problemas específicos.
- Con respecto a la cirugía re reparación realizada en un cerdo, después de realizar la extracción y pruebas mecánicas del tejido abdominal en conjunto con la malla protésica, se observa un avanzado proceso de cicatrización y de integración de ambos materiales, de tal forma que las propiedades mecánicas presentan un cambio significativo. Es de llamar la atención la similitud del comportamiento en las direcciones longitudinal y transversal, las cuales son perpendiculares entre sí, por lo cual la condición anisotrópica se ve disminuida notablemente.
- En este trabajo se obtuvieron las propiedades mecánicas de andamios diversos biomateriales en diferentes porcentajes de composición en las cuales se observa un comportamiento mecánico claramente no lineal, razón por la cual se desarrolló un modelo matemático que describe el comportamiento de estos andamios a partir de los datos obtenidos experimentalmente, el cual podrá ser utilizado en modelado de elemento finito para obtener predicciones más cercanas al comportamiento real.

- Éste tipo de modelos toma importancia cuando los datos experimentales tienen un comportamiento errático, y por lo cual realizar una descripción por medio de un modelo tradicional no es suficiente para comprender el fenómeno, como es el caso de los andamios de 5HA, y los andamios de HA_PCL_BV en su segunda composición.

7.2. Recomendaciones y/o trabajos futuros

- Se separó de la muestra inicial de tejido abdominal una porción para ser destinada a realizar un análisis histológico; sin embargo, a la fecha los resultados no están disponibles. Dichos resultados ayudarán a entender el comportamiento mecánico del tejido integrado por los materiales biológicos y sintéticos con su correspondiente proceso de cicatrización.
- Se recomienda realizar simulaciones de comportamiento mecánico para la interacción entre los tejidos biológicos y sintéticos, así como los diferentes métodos de sutura y fijación de la malla protésica, con el objetivo de analizar la pérdida de anisotropía y realizar predicciones de falla.
- Con respecto de las pruebas realizadas en andamios, se recomienda realizar evaluaciones mecánicas con el material húmedo con la finalidad de evaluar la respuesta con condiciones similares a las que el material puede encontrar en un biorreactor de perfusión.

7.3. Publicaciones derivadas de esta tesis

1. **“Hyperelastic characterization of synthetic mesh for abdominal wall hernia repair”**, MRS Advances, 2019.
2. Se participó del del 31st Conference of the European Society of Biomaterials, el cual se llevó a cabo del 5 al 9 de Septiembre del 2021. Se presentó de manera virtual

- el trabajo titulado: "**Mechanical modeling of the porcine abdominal wall through a hyperelastic model.**"
3. Además, presentó un trabajo en el 2021 MRS Fall Meeting con el título "**Synthesis and Design of PCL-PLA-HAp and PCL-BG-HAsg 3D-Scaffolds for Bone Tissue Applications**". Dicho evento se realizó de manera virtual del 6 al 8 de diciembre de 2021.
 4. Se colaboró como coautor en el artículo con título "**Characterization and Evaluation of Composite Biomaterial Bioactive Glass–Polylactic Acid for Bone Tissue Engineering Applications**" en la revista *Polymers*.
 5. Se publicó el artículo titulado "**Óxido de grafeno en una matriz polimérico-cerámica: análisis de las propiedades mecánicas a compresión**" en la revista *Päadi*.
 6. El trabajo "**Biomechanical Of Abdominal Wall Mesh Implant In A Pig: A Case Study To Develop An Experimental Design**" se presentó en el TERMIS-AM *Ceongress*, y se publicó el abstract en la revista *TISSUE ENGINEERING: Part A*

Referencias

- [1] W. S. Cobb, J. M. Burns, K. W. Kercher, B. D. Matthews, H. James Norton, and B. Todd Heniford, “Normal intraabdominal pressure in healthy adults,” *J. Surg. Res.*, vol. 129, no. 2, pp. 231–235, 2005, doi: 10.1016/j.jss.2005.06.015.
- [2] C. Song, A. Alijani, T. Frank, G. Hanna, and A. Cuschieri, “Elasticity of the living abdominal wall in laparoscopic surgery,” *J. Biomech.*, vol. 39, no. 3, pp. 587–591, 2006, doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.12.019.
- [3] B. Hernández Gascón, “Mechanical modelling of the abdominal wall and biomaterials for hernia surgery,” UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA, 2013.
- [4] T. Förstemann *et al.*, “Forces and deformations of the abdominal wall-A mechanical and geometrical approach to the linea alba,” *J. Biomech.*, vol. 44, no. 4, pp. 600–606, 2011, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.11.021.
- [5] P. Martins *et al.*, “Mechanical characterization and constitutive modelling of the damage process in rectus sheath,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 8, pp. 111–122, 2012, doi: 10.1016/j.jmbbm.2011.12.005.
- [6] J. P. van Wingerden, I. Ronchetti, D. Sneiders, J. F. Lange, and G. J. Kleinrensink, “Anterior and posterior rectus abdominis sheath stiffness in relation to diastasis recti: Abdominal wall training or not?,” *J. Bodyw. Mov. Ther.*, vol. 24, no. 1, pp. 147–153, 2020, doi: 10.1016/j.jbmt.2019.10.015.
- [7] P. Pachera, P. G. Pavan, S. Todros, C. Cavinato, C. G. Fontanella, and A. N. Natali, “A numerical investigation of the healthy abdominal wall structures,” *J. Biomech.*, vol. 49, no. 9, pp. 1818–1823, 2016, doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.04.019.
- [8] C. R. Deeken, D. M. Thompson, R. M. Castile, and S. P. Lake, “Biaxial analysis of synthetic scaffolds for hernia repair demonstrates variability in mechanical anisotropy, non-linearity and hysteresis,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 38, pp. 6–16, 2014, doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.06.001.
- [9] Á. Ortillés, G. Pascual, E. Peña, M. Rodríguez, B. Pérez-köhler, and C. Mesa-ciller, “Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials
Biomechanical and histologic evaluation of two application forms of surgical glue

- for mesh fixation to the abdominal wall,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 75, no. July, pp. 434–441, 2017, doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.08.008.
- [10] S. Todros, P. G. Pavan, and A. N. Natali, “Biomechanical properties of synthetic surgical meshes for pelvic prolapse repair,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 55, pp. 271–285, 2016, doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.10.024.
- [11] D. Oficial, V. F. O. X. Quesada, S. E. Reforman, D. Disposiciones, D. E. L. A. Ley, and D. E. L. Seguro, “Instituto mexicano del seguro social,” pp. 41–87, 2001.
- [12] “outer_core_muscles.”
https://www.google.com.mx/search?q=principales+músculos+abdominales&rlz=1C1CHBD_esMX772MX772&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwi5rt2dhv3bAhVRMqwKHbz8DZ4Q_AUICigB&biw=1536&bih=710#imgrc=buXHcV1eXVE8M: (accessed Jun. 28, 2018).
- [13] B. Hernández *et al.*, “Mechanical and histological characterization of the abdominal muscle. A previous step to modelling hernia surgery,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 4, no. 3, pp. 392–404, 2011, doi: 10.1016/j.jmbbm.2010.11.012.
- [14] D. I. Alaedeen, J. Lipman, D. Medalie, and M. J. Rosen, “miThe single-staged approach to the surgical management of abdominal wall hernias in contaminated fields,” *Hernia*, vol. 11, no. 1, pp. 41–45, 2007, doi: 10.1007/s10029-006-0164-5.
- [15] S. Schmidbauer, R. Ladurner, K. K. Hallfeldt, and T. Mussack, “Heavy-Weight Versus Low-Weight Polypropylene Meshes for Open Sublay Mesh Repair of Incisional Hernia,” *Eur J Med Res*, vol. 10, no. January 1996, pp. 247–253, 2005.
- [16] M. Van Looche, C. K. Simms, and C. G. Lyons, “Viscoelastic properties of passive skeletal muscle in compression-Cyclic behaviour,” *J. Biomech.*, vol. 42, no. 8, pp. 1038–1048, 2009, doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.02.022.
- [17] D. Ito, E. Tanaka, and S. Yamamoto, “A novel constitutive model of skeletal muscle taking into account anisotropic damage,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 3, no. 1, pp. 85–93, 2010, doi: 10.1016/j.jmbbm.2009.05.001.
- [18] B. Calvo *et al.*, “Passive nonlinear elastic behaviour of skeletal muscle: Experimental results and model formulation,” *J. Biomech.*, vol. 43, no. 2, pp. 318–325, 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.08.032.

- [19] T. Nilsson, “Biomechanical studies of rabbit abdominal wall. Part I.-The mechanical properties of specimens from different anatomical positions,” *J. Biomech.*, vol. 15, no. 2, pp. 123–129, 1982, doi: 10.1016/0021-9290(82)90044-6.
- [20] A. Arampatzis, S. Stafilidis, G. DeMonte, K. Karamanidis, G. Morey-Klapsing, and G. P. Brüggemann, “Strain and elongation of the human gastrocnemius tendon and aponeurosis during maximal plantarflexion effort,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 4, pp. 833–841, 2005, doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.04.031.
- [21] W. Hwang, J. C. Carvalho, I. Tarlovsky, and A. M. Boriek, “Passive mechanics of canine internal abdominal muscles.,” *J. Appl. Physiol.*, vol. 98, pp. 1829–1835, 2005, doi: 10.1152/jappphysiol.00910.2003.
- [22] “Pared Abdominal.” https://es.wikipedia.org/wiki/Pared_abdominal (accessed Jul. 25, 2021).
- [23] I. B. M. L. M. Parkin, *Core Anatomy Illustrated*. 2007.
- [24] M. Sato, *Mechanical properties of living tissues*, vol. 24, no. 4. 1986.
- [25] S. Hartmann and P. Neff, “Polyconvexity of generalized polynomial-type hyperelastic strain energy functions for near-incompressibility,” *Int. J. Solids Struct.*, vol. 40, no. 11, pp. 2767–2791, 2003, doi: 10.1016/S0020-7683(03)00086-6.
- [26] R. S. Rivlin, P. Trans, and R. S. Lond, “Large Elastic Deformations of Isotropic Materials . IV . Further Developments of the General Theory,” *Philos. Trans. R. Soc. A*, vol. 241, pp. 379–397, 1948, doi: 10.1098/rsta.1948.0024.
- [27] R. S. Rivlin and D. W. Saunders, “Large elastic deformations of isotropic materials VII. Experiments on the deformation of rubber,” *Philos. Trans. R. Soc. London. Ser. A, Math. Phys. Sci.*, vol. 243, no. 865, pp. 251–288, 1951, doi: 10.1098/rsta.1951.0004.
- [28] P. Mesh, “Distribución y tamaño.” <https://www.bbraun.es/content/dam/catalog/bbraun/bbraunProductCatalog/S/AEM2015/es-es/b/folleto-premilenemesh.pdf.bb-.38908995/folleto-premilenemesh.pdf> (accessed Sep. 10, 2018).
- [29] I. J. Surg, E. Rev, and M. Devices, “proceed Introduction TSMs commonly used for ventral hernia repair,” vol. 129, no. 2, pp. 231–235, 2018.

- [30] N. Prat *et al.*, “Comparison of thoracic wall behavior in large animals and human cadavers submitted to an identical ballistic blunt thoracic trauma,” *Forensic Sci. Int.*, vol. 222, no. 1–3, pp. 179–185, 2012, doi: 10.1016/j.forsciint.2012.05.022.
- [31] A. Ntonas, A. Katsourakis, N. Galanis, E. Filo, and G. Noussios, “Comparative Anatomical Study Between the Human and Swine Liver and Its Importance in Xenotransplantation,” *Cureus*, vol. 12, no. 7, 2020, doi: 10.7759/cureus.9411.
- [32] Arifin, “NORMA Oficial Mexicana NOM-033-SAG/ZOO-2014, Métodos para dar muerte a los animales domésticos y silvestres.,” 2018.
- [33] F. G. Cano *et al.*, “Anatomía Interactiva del Cerdo,” *Univ. Murcia*, p. 31, 2007.
- [34] A. G. Bradbury, M. Eddleston, and R. E. Clutton, “Pain management in pigs undergoing experimental surgery; A literature review (2012-4),” *Br. J. Anaesth.*, vol. 116, no. 1, pp. 37–45, 2016, doi: 10.1093/bja/aev301.
- [35] P. X. Ma and J. Elisseeff, *Scaffolding in Tissue Engineering*. Taylor & Francis Group, 2006.
- [36] C. Harper, “Experience with a screwcompressor.,” *Pneum. Dig.*, vol. 13, no. 2, Apr. 1979, pp. 16–18, 1979.
- [37] C. Kumar, “Fitting Measured Data to Different Hiperelastic Material Models,” 2015. <https://www.comsol.com/blogs/fitting-measured-data-to-different-hyperelastic-material-models> (accessed Nov. 22, 2018).
- [38] Claudio García Herrera, “Comportamiento Mecánico de la Aorta Ascendente : Caracterización Experimental y Simulación Numérica,” Universidad Politécnica de Madrid, 2008.